

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014年10月30日(30.10.2014)

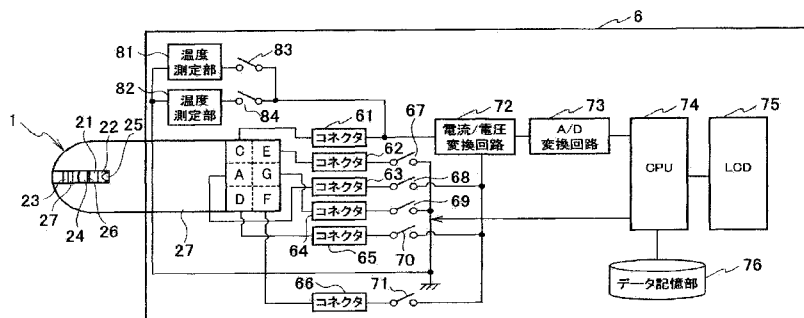


(10) 国際公開番号
WO 2014/174815 A1

- (51) 国際特許分類:
G01N 27/26 (2006.01) G01N 27/416 (2006.01)
G01N 27/327 (2006.01)
 - (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/002204
 - (22) 国際出願日: 2014年4月18日(18.04.2014)
 - (25) 国際出願の言語: 日本語
 - (26) 国際公開の言語: 日本語
 - (30) 優先権データ:
特願 2013-094263 2013年4月26日(26.04.2013) JP
 - (71) 出願人: パナソニックヘルスケア株式会社
(PANASONIC HEALTHCARE CO., LTD.) [JP/JP]; 〒
7910395 愛媛県東温市南方2 1 3 1番地1 Ehime
(JP).
 - (72) 発明者: 藤原 雅樹(FUJIWARA, Masaki). 山本
智浩(YAMAMOTO, Tomohiro).
 - (74) 代理人: 特許業務法人池内・佐藤アンドパート
ナーズ(IKEUCHI SATO & PARTNER PATENT AT-
TORNEYS); 〒5306026 大阪府大阪市北区天満橋
1丁目8番30号OAPタワー26階 Osaka
(JP).
 - (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保
護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,
BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN,
CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES,
FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN,
IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR,
LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX,
MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH,
PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK,
SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
 - (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保
護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW,
MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシ
ア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ
(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR,
GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT,
NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI
(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML,
MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: LIQUID SAMPLE MEASUREMENT DEVICE, LIQUID SAMPLE MEASUREMENT METHOD, AND BIOSENSOR

(54) 発明の名称: 液体試料測定装置、液体試料測定方法、及び、バイオセンサ

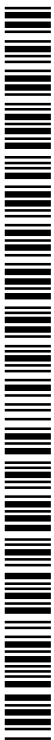


- 61, 62, 63, 64, 65, 66 CONNECTOR
- 72 CURRENT/VOLTAGE CONVERSION CIRCUIT
- 73 A/D CONVERSION CIRCUIT
- 76 DATA STORAGE UNIT
- 81, 82 TEMPERATURE MEASUREMENT UNIT

(57) Abstract: The purpose of the present invention is to provide a liquid sample measurement device, and the like, capable of measuring, with a high degree of accuracy, the component amounts of a liquid. A first response value is acquired through the application of a first voltage to a pair of electrodes (21, 22), which compose a biosensor (1); a second response value is acquired through the application of a second voltage to a pair of electrodes (23, 24), which compose the biosensor (1); and a third response value is acquired through the detection of the current that is generated when a third voltage is applied to a pair of electrodes (23, 27), which compose the biosensor (1). A liquid sample measurement device (6) uses the first response value, second response value, and third response value to acquire a blood glucose concentration, a blood cell volume, and a temperature equivalent value for the biosensor (1).

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2014/174815 A1



高い精度で液体の成分量を測定できる液体試料測定装置等を提供することを目的とする。バイオセンサ 1 を構成する電極対 2 1, 2 2 に第 1 電圧を印加して第 1 応答値を得て、バイオセンサ 1 を構成する電極対 2 3, 2 4 に第 2 電圧を印加して第 2 応答値として得て、バイオセンサ 1 を構成する電極対 2 3, 2 7 に第 3 電圧を印加したときに生じる電流を検出して第 3 応答値を得る。液体試料測定装置 6 は、第 1 応答値、第 2 応答値、及び、第 3 応答値を用いて、血液のグルコース濃度、血球量、バイオセンサ 1 の温度相当値を得る。

明 細 書

発明の名称：

液体試料測定装置、液体試料測定方法、及び、バイオセンサ

技術分野

[0001] 本発明は、液体に含まれる成分量を測定する液体試料測定装置、液体試料測定方法、及び、バイオセンサに関する。

背景技術

[0002] 生体試料の測定を行う技術としては、下記の特許文献1が知られている。この特許文献1には、血液試料の温度を測定するセンサチップを有している。このセンサチップの作用極及び対極に所定の電圧を印加することによって血液試料の温度を測定している。この所定の電圧は、グルコース濃度等の増減に影響が少ない値が選択される。また、このセンサチップは、同じ電極に電圧を印加して、血液試料のグルコース濃度等を測定していた。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：国際公開2010-087191号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、特許文献1においては、高い精度で反応部の温度を検出しているとはいえなかった。したがって、高い精度でグルコース濃度等を測定できていなかった。

[0005] そこで、本発明は、上述した実情に鑑みて提案されたものであり、高い精度で液体の成分量を測定できる液体試料測定装置、液体試料測定方法、及び、バイオセンサを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0006] 本発明の第1の態様に係る液体試料測定装置は、液体が導入されることに

より当該液体に含まれる成分を酸化還元酵素によって酸化還元をするバイオセンサを用いて成分量を測定する液体試料測定装置であって、前記バイオセンサを構成する第1電極対に第1電圧を印加したときに前記酸化還元によって生じる酸化還元電流を第1電流値として検出する第1電流値測定手段と、前記バイオセンサを構成する第2電極対に第2電圧を印加したときに生じる電流を第2電流値として検出する第2電流値測定手段と、前記第1電圧、前記第2電圧のそれぞれの電圧値及び印加期間を制御し、前記第1電流値及び前記第2電流値を測定する測定タイミングをそれぞれ制御すると共に、前記第1電流値及び前記第2電流値とは異なる第3電流値を前記第1電流値測定手段により測定するよう測定タイミングを制御する制御手段と、前記第1電圧、前記第2電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第1電流値、前記第2電流値、前記第3電流値の組を用いて、前記液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する値を演算する演算手段とを備えることを特徴とする。

[0007] 本発明の第2の態様に係る液体試料測定装置は、液体が導入されることにより当該液体に含まれる成分を酸化還元酵素によって酸化還元をするバイオセンサを用いて成分量を測定する液体試料測定装置であって、前記バイオセンサを構成する第1電極対に第1電圧を印加したときに前記酸化還元によって生じる酸化還元電流を第1電流値として検出する第1電流値測定手段と、前記バイオセンサを構成する第2電極対に第2電圧を印加したときに生じる電流を第2電流値として検出する第2電流値測定手段と、前記バイオセンサを構成する第3電極対に第3電圧を印加したときに生じる電流を第3電流値として検出する第3電流値測定手段と、前記第1電圧、前記第2電圧、前記第3電圧のそれぞれの電圧値及び印加期間を制御し、前記第1電流値、前記第2電流値、前記第3電流値を測定する測定タイミングをそれぞれ制御する制御手段と、前記第1電圧、前記第2電圧、前記第3電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第1電流値、前記第2電流値、前記第3電流値の組を用いて、前記液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサ

の温度に相当する値を演算する演算手段とを備えることを特徴とする。

[0008] 本発明の第3の態様に係る液体試料測定装置は、液体が導入されることにより当該液体に含まれる成分を酸化還元酵素によって酸化還元をするバイオセンサを用いて成分量を測定する液体試料測定装置であって、周囲の温度を検出する温度検出手段と、前記バイオセンサを構成する第1電極対に第1電圧を印加したときに前記酸化還元によって生じる酸化還元電流を第1電流値として検出する第1電流値測定手段と、前記バイオセンサを構成する第2電極対に第2電圧を印加したときに生じる電流を第2電流値として検出する第2電流値測定手段と、前記バイオセンサを構成する第3電極対に第3電圧を印加したときに生じる電流を第3電流値として検出する第3電流値測定手段と、前記第1電圧、前記第2電圧、前記第3電圧のそれぞれの電圧値及び印加期間を制御し、前記第1電流値、前記第2電流値、前記第3電流値を測定する測定タイミングをそれぞれ制御すると共に、前記第1電流値及び前記第2電流値とは異なる第4電流値を前記第1電流値測定手段により測定するよう測定タイミングを制御する制御手段と、前記液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する値を演算する演算手段とを備え、前記演算手段は、前記第1電圧、前記第2電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第1電流値、前記第2電流値、前記第4電流値の組を用いて、前記液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する第1温度相当値を演算する第1演算手段と、前記第1電圧、前記第2電圧、前記第3電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第1電流値、前記第2電流値、前記第3電流値の組を用いて、前記液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する第2温度相当値を演算する第2演算手段と、前記第1演算手段により演算された第1成分量及び前記第2演算手段により演算された第1成分量に基づいて第1成分量を再演算し、前記第1演算手段により演算された第2成分量及び前記第2演算手段により演算された第2成分量に基づいて第2成分量を再演算し、前記温度検出手段により検出された温度と前記第1温度相当値と前記第2

温度相当値とに基づいて前記バイオセンサの温度を再演算することを特徴とする。

[0009] 本発明の第4の態様に係る液体試料測定装置は、上記第2又は第3の態様の液体試料測定装置であって、前記制御手段は、前記第1電流値測定手段により前記第1電極対に第1電圧を印加させているときに、前記第3電流値測定手段により前記第3電流値を測定するよう制御することを特徴とする。

[0010] 本発明の第5の態様に係る液体試料測定装置は、上記第2又は第3の態様の液体試料測定装置であって、前記制御手段は、前記第2電流値測定手段によって前記第2電極対に第2電圧を印加させた後に、前記第3電流値測定手段により前記第3電流値を測定するよう制御することを特徴とする。

[0011] 本発明の第6の態様に係る液体試料測定装置は、上記第1又は第2の態様の液体試料測定装置であって、既知の第1成分量及び第2成分量の液体、並びに、温度ごとに、前記第1電流値、前記第2電流値、及び、前記第3電流値を記録した記録データを記憶した記憶手段を備え、前記演算手段は、前記記録データと、測定された前記第1電流値、測定された前記第2電流値と、測定された前記第3電流値を含む測定データとを比較して、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1成分量を、前記バイオセンサに導入された液体の第1成分量として演算することを特徴とする。

[0012] 本発明の第7の態様に係る液体試料測定装置は、上記第2又は第3の態様の液体試料測定装置であって、既知の第1成分量及び第2成分量の液体、並びに、温度ごとに、前記第1電流値、前記第2電流値、及び、前記第4電流値を記録した記録データを記憶した第1記憶手段を備え、前記第1演算手段は、前記記録データと、測定された前記第1電流値、測定された前記第2電流値と、測定された前記第4電流値を含む測定データとを比較して、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度を、前記バイオセンサに導入された液体の第1成分量、第2成分量、及び、前記第1温度相当値として演算し、既知の第1成分量及び第2成分量の液体、並びに、温度ごとに、前記第1電流値

、前記第2電流値、及び、前記第3電流値を記録した記録データを記憶した第2記憶手段を備え、前記第2演算手段は、前記記録データと、測定された前記第1電流値、測定された前記第2電流値と、測定された前記第3電流値を含む測定データとを比較して、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度を、前記バイオセンサに導入された液体の第1成分量、第2成分量、及び、前記第2温度相当値として演算することを特徴とする。

[0013] 本発明の第8の態様に係る液体試料測定装置は、上記第2又は第3の態様の液体試料測定装置であって、前記第3電極対は、前記導入された液体と接しない第1電極と、前記第2電流値測定手段における第2電極対のうち前記液体に接しない電極とにより構成されることを特徴とする。

[0014] 本発明の第9の態様に係る液体試料測定方法は、液体が導入されることにより当該液体に含まれる成分を酸化還元酵素によって酸化還元をするバイオセンサを用いて成分量を測定する液体試料測定方法であって、前記バイオセンサを構成する第1電極対に第1電圧を印加したときに前記酸化還元によって生じる酸化還元電流を第1電流値として検出する第1電流値測定工程と、前記バイオセンサを構成する第2電極対に第2電圧を印加したときに生じる電流を第2電流値として検出する第2電流値測定工程とを有し、前記第1電圧、前記第2電圧のそれぞれの電圧値及び印加期間を制御し、前記第1電流値及び前記第2電流値を測定する測定タイミングをそれぞれ制御すると共に、前記第1電流値及び前記第2電流値とは異なる第3電流値を前記第1電流値測定工程により測定するよう測定タイミングを制御し、前記第1電圧、前記第2電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第1電流値、前記第2電流値、前記第3電流値の組を用いて、前記液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する値を演算することを特徴とする。

[0015] 本発明の第10の態様に係る液体試料測定方法は、液体が導入されることにより当該液体に含まれる成分を酸化還元酵素によって酸化還元をするバイ

オセンサを用いて成分量を測定する液体試料測定方法であって、前記バイオセンサを構成する第1電極対に第1電圧を印加したときに前記酸化還元によって生じる酸化還元電流を第1電流値として検出する第1電流値測定工程と、前記バイオセンサを構成する第2電極対に第2電圧を印加したときに生じる電流を第2電流値として検出する第2電流値測定工程と、前記バイオセンサを構成する第3電極対に第3電圧を印加したときに生じる電流を第3電流値として検出する第3電流値測定工程とを有し、前記第1電圧、前記第2電圧、前記第3電圧のそれぞれの電圧値及び印加期間を制御し、前記第1電流値、前記第2電流値、前記第3電流値を測定する測定タイミングをそれぞれ制御し、前記第1電圧、前記第2電圧、前記第3電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第1電流値、前記第2電流値、前記第3電流値の組を用いて、前記液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する値を演算することを特徴とする。

[0016] 本発明の第11の態様に係る液体試料測定方法は、液体が導入されることにより当該液体に含まれる成分を酸化還元酵素によって酸化還元をするバイオセンサを用いて成分量を測定する液体試料測定方法であって、周囲の温度を検出する温度検出工程と、前記バイオセンサを構成する第1電極対に第1電圧を印加したときに前記酸化還元によって生じる酸化還元電流を第1電流値として検出する第1電流値測定工程と、前記バイオセンサを構成する第2電極対に第2電圧を印加したときに生じる電流を第2電流値として検出する第2電流値測定工程と、前記バイオセンサを構成する第3電極対に第3電圧を印加したときに生じる電流を第3電流値として検出する第3電流値測定工程と、前記第1電圧、前記第2電圧、前記第3電圧のそれぞれの電圧値及び印加期間を制御し、前記第1電流値、前記第2電流値、前記第3電流値を測定する測定タイミングをそれぞれ制御すると共に、前記第1電流値及び前記第2電流値とは異なる第4電流値を前記第1電流値測定工程により測定するよう測定タイミングを制御し、前記液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する値を演算し、当該演算する工程

は、前記第 1 電圧、前記第 2 電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第 1 電流値、前記第 2 電流値、前記第 4 電流値の組を用いて、前記液体に含まれる第 1 成分量、第 2 成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する第 1 温度相当値を演算する第 1 演算工程と、前記第 1 電圧、前記第 2 電圧、前記第 3 電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第 1 電流値、前記第 2 電流値、前記第 3 電流値の組を用いて、前記液体に含まれる第 1 成分量、第 2 成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する第 2 温度相当値を演算する第 2 演算工程と、前記第 1 演算工程により演算された第 1 成分量及び前記第 2 演算工程により演算された第 1 成分量に基づいて第 1 成分量を再演算し、前記第 1 演算工程により演算された第 2 成分量及び前記第 2 演算工程により演算された第 2 成分量に基づいて第 2 成分量を再演算し、前記温度検出工程により検出された温度と前記第 1 温度相当値と前記第 2 温度相当値とに基づいて前記バイオセンサの温度を再演算する再演算工程を含むことを特徴とする。

[0017] 本発明の第 1 2 の態様に係る液体試料測定方法は、上記第 9 又は第 10 の態様の液体試料測定方法であって、前記第 1 電極対に第 1 電圧を印加させているときに、前記第 3 電流値を測定することを特徴とする。

[0018] 本発明の第 1 3 の態様に係る液体試料測定方法は、上記第 9 又は第 10 の態様の液体試料測定方法であって、前記第 2 電極対に第 2 電圧を印加させた後に、前記第 3 電流値を測定することを特徴とする。

[0019] 本発明の第 1 4 の態様に係る液体試料測定方法は、上記第 9 又は第 10 の態様の液体試料測定方法であって、既知の第 1 成分量及び第 2 成分量の液体、並びに、温度ごとに、前記第 1 電流値、前記第 2 電流値、及び、前記第 3 電流値を記録した記録データを記憶しておき、前記記録データと、前記測定された第 1 電流値、前記測定された第 2 電流値、及び、前記測定された第 3 電流値とを含む測定データとを比較して、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第 1 成分量を、前記バイオセンサに導入された液体の第 1 成分量として演算することを特徴とする。

[0020] 本発明の第 1 5 の態様に係る液体試料測定方法は、上記第 11 の態様の液

体試料測定方法であって、既知の第1成分量及び第2成分量の液体、並びに、温度ごとに、前記第1電流値、前記第2電流値、及び、前記第4電流値を記録した第1記録データを記憶しておき、前記第1演算工程は、前記第1記録データと、測定された前記第1電流値、測定された前記第2電流値と、測定された前記第4電流値を含む測定データとを比較して、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度を、前記バイオセンサに導入された液体の第1成分量、第2成分量、及び、前記第1温度相当値として演算し、既知の第1成分量及び第2成分量の液体、並びに、温度ごとに、前記第1電流値、前記第2電流値、及び、前記第3電流値を記録した第2記録データを記憶しておき、前記第2演算工程は、前記第2記録データと、測定された前記第1電流値、測定された前記第2電流値と、測定された前記第3電流値を含む測定データとを比較して、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度を、前記バイオセンサに導入された液体の第1成分量、第2成分量、及び、前記第2温度相当値として演算することを特徴とする。

[0021] 本発明の第16の態様に係るバイオセンサは、液体が導入されることにより当該液体に含まれる液体成分を酸化還元酵素によって酸化還元をするバイオセンサであって、第1作用極及び第1対極が前記酸化還元酵素及びメディエータに接する第1電極対と、前記酸化還元酵素及びメディエータに接しない第2作用極と、前記酸化還元酵素及びメディエータに接し前記第1電極対の第1作用極に接しない第2対極とを含む第2電極対と、前記酸化還元酵素及びメディエータに接しない位置に配設された第3作用極及び第3対極を有し、当該第3作用極が前記第2電極対における第2作用極として電圧が印加される第3電極対とを有することを特徴とする。

[0022] 本発明の第17の態様に係る液体試料測定装置は、
液体が導入されることにより当該液体に含まれる成分を酸化還元酵素によって酸化還元をするバイオセンサを用いて成分量を測定する液体試料測定装

置であって、

前記バイオセンサを構成する第1電極対に第1電圧を印加したときに前記酸化還元によって生じる酸化還元電流を第1電流値として検出する第1電流値測定手段と、

前記バイオセンサを構成する第2電極対に第2電圧を印加したときに生じる電流を第2電流値として検出する第2電流値測定手段と、

前記バイオセンサを構成する第3電極対に第3電圧を印加したときに生じる電流を第3電流値として検出する第3電流値測定手段と、

前記第1電圧、前記第2電圧及び、前記第3電圧のそれぞれの電圧値及び印加期間を制御し、前記第1電極対に前記第1電圧を印加中に、前記第2電極対に前記第2電圧を、前記第3電極対に前記第3電圧をそれぞれ印加し、かつ、前記第1電流値、前記第2電流値及び、前記第3電流値を測定する測定タイミングをそれぞれ制御する制御手段と、

前記第1電圧、前記第2電圧及び、前記第3電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第1電流値、前記第2電流値及び、前記第3電流値の組を用いて、前記液体に含まれる第1分量、第2分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する値を演算する演算手段と

を備えることを特徴とする。

[0023] 本発明の第18の態様に係る液体試料測定装置は、上記第17の態様の液体試料測定装置であって、

周囲の温度を検出する温度検出手段を更に備え、

前記第1電流測定手段が、前記第1電極対に前記第1電圧を印加中に、第4電流値をさらに検出し、

前記制御手段が、前記第4電流値を、前記第1電流値及び前記第2電流値とは異なるタイミングで測定するよう測定タイミングをさらに制御し、

前記演算手段は、

前記第1電圧及び前記第2電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第1電流値、前記第2電流値及び、前記第4電流値の組を用いて、前記液体に含ま

れる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する第1温度相当値を演算する第1演算手段と、

前記第1電圧、前記第2電圧及び、前記第3電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第1電流値、前記第2電流値及び、前記第3電流値の組を用いて、前記液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する第2温度相当値を演算する第2演算手段とを備え、かつ、

前記演算手段は、前記第1演算手段により演算された第1成分量及び前記第2演算手段により演算された第1成分量に基づいて第1成分量を再演算し、前記第1演算手段により演算された第2成分量及び前記第2演算手段により演算された第2成分量に基づいて第2成分量を再演算し、前記温度検出手段により検出された温度と前記第1温度相当値と前記第2温度相当値とに基づいて前記バイオセンサの温度を再演算すること

を特徴とする。

[0024] 本発明の第19の態様に係る液体試料測定装置は、上記第17又は18の態様の液体試料測定装置であって、

前記制御手段は、前記第1電流値測定手段により前記第1電極対に第1電圧を印加させているときに、前記第3電流値測定手段により前記第3電極対に前記第3電圧を印加して前記第3電流値を測定するよう制御することを特徴とする。

[0025] 本発明の第20の態様に係る液体試料測定装置は、上記第17～19のいずれかの態様の液体試料測定装置であって、

前記制御手段は、前記第2電流値測定手段によって前記第2電極対に第2電圧を印加させた後に、前記第3電流値測定手段により前記第3電極対に前記第3電圧を印加して前記第3電流値を測定するよう制御することを特徴とする。

[0026] 本発明の第21の態様に係る液体試料測定装置は、上記第17～20のいずれかの態様の液体試料測定装置であって、

既知量の第1成分及び第2成分を有する液体、並びに、温度ごとに、前記

液体についての第1電流値、第2電流値、及び、第3電流値を記録した記録データを記憶した記憶手段を備え、

前記演算手段は、前記記録データと、測定された前記第1電流値、測定された前記第2電流値及び、測定された前記第3電流値を含む測定データとを比較して、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1成分量を、前記バイオセンサに導入された液体の第1成分量として演算すること

を特徴とする。

[0027] 本発明の第22の態様に係る液体試料測定装置は、上記第18～21のいずれかの態様の液体試料測定装置であって、

既知量の第1成分及び第2成分を有する液体、並びに、温度ごとに、前記液体についての第1電流値、第2電流値、及び、第4電流値を記録した記録データを記憶した第1記憶手段を備え、

前記第1演算手段は、前記記録データと、測定された前記第1電流値、測定された前記第2電流値及び、測定された前記第4電流値を含む測定データとを比較して、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度を、前記バイオセンサに導入された液体の第1成分量、第2成分量、及び、前記第1温度相当値として演算し、

既知量の第1成分及び第2成分を有する液体、並びに、温度ごとに、記液体についての第1電流値、第2電流値、及び、第3電流値を記録した記録データを記憶した第2記憶手段を備え、

前記第2演算手段は、前記記録データと、測定された前記第1電流値、測定された前記第2電流値及び、測定された前記第3電流値を含む測定データとを比較して、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度を、前記バイオセンサに導入された液体の第1成分量、第2成分量、及び、前記第2温度相当値として演算すること

を特徴とする。

[0028] 本発明の第23の態様に係る液体試料測定装置は、上記第17～22のいずれかの態様の液体試料測定装置であって、

前記第3電極対は、前記酸化還元酵素及びメディエータと接しない第1電極と、前記第2電流値測定手段における第2電極対のうち前記酸化還元酵素及びメディエータに接しない電極とにより構成されることを特徴とする。

[0029] 本発明の第24の態様に係る液体試料測定装置は、上記第17～23のいずれかの態様の液体試料測定装置であって、

前記第3電流値測定手段が、前記第3電流値と異なるタイミングで、前記バイオセンサを構成する第3電極対に第4電圧を印加したときに生じる電流を第4電流値として更に検出し、

前記演算手段が、前記第1電流値、前記第2電流値及び、前記第3電流値に加えて前記第4電流値を用いて、前記液体に含まれる第1分量、第2分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する値を演算する。

[0030] 本発明の第25の態様に係る液体試料測定装置は、上記第17～24のいずれかの態様の液体試料測定装置であって、

前記第3電流値測定手段が、前記第2電流値及び前記第3電流値と異なるタイミングで、前記バイオセンサを構成する第3電極対に第5電圧を印加したときに生じる電流を第5電流値として更に検出し、

前記演算手段が、前記第1電流値、前記第2電流値及び、前記第3電流値に加えて前記第5電流値を用いて、前記液体に含まれる第1分量、第2分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する値を演算する。

[0031] 本発明の第26の態様に係る液体試料測定方法は、液体が導入されることにより当該液体に含まれる成分を酸化還元酵素によって酸化還元をするバイオセンサを用いて成分量を測定する液体試料測定方法であって、

前記バイオセンサを構成する第1電極対に第1電圧を印加したときに前記酸化還元によって生じる酸化還元電流を第1電流値として検出する第1電流値測定工程と、

前記第 1 電極対に前記第 1 電圧を印加中に、前記バイオセンサを構成する第 2 電極対に第 2 電圧を印加したときに生じる電流を第 2 電流値として検出する第 2 電流値測定工程と、

前記第 1 電極対に前記第 1 電圧を印加中に、前記バイオセンサを構成する第 3 電極対に第 3 電圧を印加したときに生じる電流を第 3 電流値として検出する第 3 電流値測定工程と

前記第 1 電圧、前記第 2 電圧、及び前記第 3 電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第 1 電流値、前記第 2 電流値及び、前記第 3 電流値の組を用いて、前記液体に含まれる第 1 成分量、第 2 成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する値を演算する工程を含むこと

を特徴とする。

[0032] 本発明の第 2 7 の態様に係る液体試料測定方法は、上記第 2 6 の態様の液体試料測定方法であって、

周囲の温度を検出する温度検出工程を更に含み、

前記演算工程が、

前記第 1 電圧、前記第 2 電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第 1 電流値、前記第 2 電流値、前記第 4 電流値の組を用いて、前記液体に含まれる第 1 成分量、第 2 成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する第 1 温度相当値を演算する第 1 演算工程と、

前記第 1 電圧、前記第 2 電圧、前記第 3 電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第 1 電流値、前記第 2 電流値、前記第 3 電流値の組を用いて、前記液体に含まれる第 1 成分量、第 2 成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する第 2 温度相当値を演算する第 2 演算工程と、

前記第 1 演算工程により演算された第 1 成分量及び前記第 2 演算工程により演算された第 1 成分量に基づいて第 1 成分量を再演算し、前記第 1 演算工程により演算された第 2 成分量及び前記第 2 演算工程により演算された第 2 成分量に基づいて第 2 成分量を再演算し、前記温度検出工程により検出された温度と前記第 1 温度相当値と前記第 2 温度相当値とに基づいて前記バイオ

センサの温度を再演算する再演算工程を含むこと
を特徴とする。

[0033] 本発明の第28の態様に係る液体試料測定方法は、上記第26又は27の態様の液体試料測定方法であって、

前記第3電流値測定工程が、前記第1電極対に第1電圧を印加させているときに、前記第3電流値を測定することを含む。

[0034] 本発明の第29の態様に係る液体試料測定方法は、上記第26～28のいずれかの態様の液体試料測定方法であって、

前記第3電流値測定工程が、前記第2電極対に第2電圧を印加させた後に、前記第3電流値を測定することを含む。

[0035] 本発明の第30の態様に係る液体試料測定方法は、上記第26～29のいずれかの態様の液体試料測定方法であって、

前記演算工程において、

既知量の第1成分及び第2成分を有する液体、並びに、温度ごとに前記液体についての第1電流値、第2電流値、及び、第3電流値を記録した記録データと、前記測定された第1電流値、前記測定された第2電流値、及び、前記測定された第3電流値とを含む測定データとを比較して、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1分量を、前記バイオセンサに導入された液体の第1分量として演算すること

を特徴とする。

[0036] 本発明の第31の態様に係る液体試料測定方法は、上記第27～30のいずれかの態様の液体試料測定方法であって、

前記演算工程が、

既知量の第1成分及び第2成分を有する液体、並びに、温度ごとに、前記液体についての第1電流値、第2電流値、及び、第4電流値を記録した第1記録データと、測定された前記第1電流値、測定された前記第2電流値及び、測定された前記第4電流値を含む測定データとを比較して、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1分量、第2分量、及

び、前記バイオセンサの温度を、前記バイオセンサに導入された液体の第1成分量、第2成分量、及び、前記第1温度相当値として演算し、かつ、

既知量の第1成分及び第2成分を有する液体、並びに、温度ごとに、前記液体についての第1電流値、第2電流値、及び、第3電流値を記録した第2記録データと、測定された前記第1電流値、測定された前記第2電流値及び、測定された前記第3電流値を含む測定データとを比較して、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度を、前記バイオセンサに導入された液体の第1成分量、第2成分量、及び、前記第2温度相当値として演算することを含む。

[0037] 本発明の第32の態様に係る液体試料測定方法は、上記第26～31のいずれかの態様の液体試料測定方法であって、

前記第3電流値と異なるタイミングで、前記バイオセンサを構成する第3電極対に第4電圧を印加したときに生じる電流を第4電流値として検出する第4電流測定工程をさらに含み、

前記演算工程において、前記第1電流値、前記第2電流値及び、前記第3電流値に加えて前記第4電流値を用いて、前記液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する値が演算される。

[0038] 本発明の第33の態様に係る液体試料測定方法は、上記第26～32のいずれかの態様の液体試料測定方法であって、

前記第2電流値及び前記第3電流値と異なるタイミングで、前記バイオセンサを構成する第3電極対に第5電圧を印加したときに生じる電流を第5電流値として検出する第5電流測定工程をさらに含み、

前記演算手工程において、前記第1電流値、前記第2電流値及び、前記第3電流値に加えて前記第5電流値を用いて、前記液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する値が演算される。

発明の効果

[0039] 本発明によれば、バイオセンサにおける電圧印加を制御することによって

、高い精度で液体の成分量を測定できる。

図面の簡単な説明

- [0040] [図1]本発明の実施形態として示すバイオセンサの分解斜視図である。
- [図2]本発明の実施形態として示すバイオセンサの断面図である。
- [図3]本発明の実施形態として示すバイオセンサにおける血液成分計測層の上面図である。
- [図4]本発明の実施形態として示す測定装置の構成を示すブロック図である。
- [図5]既知のグルコース濃度及び血球量に対する第1応答値及び第2応答値を示す図である。
- [図6]第1応答値と第2応答値との関係を示す図である。
- [図7]第1応答値と第2応答値と第3応答値との関係を示す換算マトリックスを示す図である。
- [図8]本発明の実施形態として示す液体試料測定装置による電圧印加パターンにおける電圧値の時間的な変化を示す図である。
- [図9]本発明の実施形態として示す液体試料測定装置による電圧印加パターンにおける電極と印加電圧と印加タイミングと印加時間とを示す図である。
- [図10]第1応答値と第2応答値と第3応答値との関係を示す換算マトリックスを示す図であり、(a)が第1電圧を350mVにした場合、(b)が第1電圧を500mVにした場合である。
- [図11]比較例としての電圧印加パターンにおける電圧値の時間的な変化を示す図である。
- [図12]比較例としての電圧印加パターンにおける電極と印加電圧と印加タイミングと印加時間とを示す図である。
- [図13]比較例としての第1応答値と第2応答値と第3応答値との関係を示す図である。
- [図14]本発明の実施形態として示す液体試料測定装置による電圧印加パターンにおける電圧値の時間的な変化を示す図である。
- [図15]本発明の実施形態として示す液体試料測定装置による電圧印加パター

ンにおける電極と印加電圧と印加タイミングと印加時間とを示す図である。

[図16]第3応答値に依存した複数の換算マトリックスを示す図である。

[図17]第3応答値への依存が低い複数の換算マトリックスを示す図である。

[図18]本発明の実施形態として示す液体試料測定装置による電圧印加パターンにおける電圧値の時間的な変化を示す図である。

[図19]本発明の実施形態として示す液体試料測定装置において、図18のように電圧を印加した場合に得られる複数の換算マトリックスを示す図である。

[図20]本発明の実施形態として示す液体試料測定装置による電圧印加パターンにおける電圧値の時間的な変化を示す図である。

[図21]本発明の実施形態として示す液体試料測定装置において、図20のように電圧を印加した場合に得られる複数の換算マトリックスを示す図である。

[図22]本発明の実施形態として示す液体試料測定装置による電圧印加パターンにおける電圧値の時間的な変化を示す図である。

[図23]本発明の実施形態として示す液体試料測定装置において、図22のように電圧を印加した場合に得られる複数の換算マトリックスを示す図である。

[図24]比較例としての電圧印加パターンにおける電圧値の時間的な変化を示す図である。

[図25]図24のように電圧を印加した場合に得られる複数の換算マトリックスを示す図である。

[図26]比較例としての電圧印加パターンにおける電圧値の時間的な変化を示す図である。

[図27]図26のように電圧を印加した場合に得られる複数の換算マトリックスを示す図である。

[図28]本発明の実施形態として示す液体試料測定装置による電圧印加パターンにおける電圧値の時間的な変化を示す図である。

[図29]本発明の実施形態として示す液体試料測定装置による電圧印加パターンにおける電極と印加電圧と印加タイミングと印加時間とを示す図である。

[図30]本発明の実施形態として示す液体試料測定装置において、図28及び図29のように電圧を印加した場合に得られる複数の換算マトリックスを示す図である。

[図31]本発明の実施形態として示す液体試料測定装置による電圧印加パターンにおける電圧値の時間的な変化を示す図である。

[図32]本発明の実施形態として示す液体試料測定装置による電圧印加パターンにおける電極と印加電圧と印加タイミングと印加時間とを示す図である。

[図33]本発明の実施形態として示す液体試料測定装置において、図31及び図32のように電圧を印加した場合に得られる複数の換算マトリックスを示す図である。

[図34]比較例としての電圧印加パターンにおける電圧値の時間的な変化を示す図である。

[図35]比較例としての電圧印加パターンにおける電極と印加電圧と印加タイミングと印加時間とを示す図である。

[図36]図34及び図35のように電圧を印加した場合に得られる複数の換算マトリックスを示す図である。

[図37]比較例としての換算マトリックスを示す図である。

[図38]本発明の実施形態として示す液体試料測定装置による電圧印加パターンにおける電圧値の時間的な変化を示す図である。

[図39]本発明の実施形態として示す液体試料測定装置による電圧印加パターンにおける電圧値の時間的な変化を示す図である。

発明を実施するための形態

[0041] 以下、本発明の実施の形態について図面を参照して説明する。

[0042] 先ず、バイオセンサ1について説明する。

[0043] 本発明の実施形態として示すバイオセンサ1は、例えば図1乃至図3に示すような各部を含む。図1は、バイオセンサ1の分解斜視図である。図2は

、バイオセンサ１の断面図である。バイオセンサ１は、血液成分計測層２、試薬層３、スペーサ層４、表面層５を含む。バイオセンサ１は、これらの各層が積層されてなる。このバイオセンサ１は、血球成分としてグルコース及び血球を測定するバイオセンサを例として、以下に説明するが、これに限定されない。

[0044] このバイオセンサ１は、後述する液体試料測定装置６に着脱可能である。バイオセンサ１は、液体試料測定装置６と共に、バイオセンサシステムを構成する。バイオセンサシステムは、バイオセンサ１の先端に位置する試料点着部４１に点着された試料としての血液中に含まれる基質の液体成分量を液体試料測定装置６によって測定する。液体試料測定装置６は、計測した血液成分量（グルコース濃度（第１成分量）及び血球量（第２成分量））を、計測結果として表示する。

[0045] バイオセンサ１を用いて血液中の血液成分量を定量するには、まず、ユーザによってバイオセンサ１の端部を液体試料測定装置６に挿入する。その後、後述するバイオセンサ１の電極に対し、液体試料測定装置６が電圧を印加する。この状態で、血液を試料点着部４１に供給する。血液が点着されると、当該血液はバイオセンサ１の内部に吸引される。この血液によって、試薬層３は溶解される。液体試料測定装置６は、バイオセンサ１の電極間に生じる電気的な変化を検知して、血液成分量の計測を行う。

[0046] 本実施形態において、バイオセンサ１は、試料液としての人体の血液に含まれる特定の血液成分量を測定する。この特定の血液成分量は、グルコース濃度を含む。なお、以下の説明では、人体の血液中に含まれるグルコース濃度の測定に関して開示をする。しかし、本実施形態におけるバイオセンサシステムは、適切な酵素を選択することによって、乳酸、コレステロールその他の成分を測定することも可能である。

[0047] 血液成分計測層２は、ポリエチレンテレフタレート（PET）、ポリカーボネート（PC）、ポリイミド（PI）、ポリエチレン（PE）、ポリプロピレン（PP）、ポリスチレン（PS）、ポリ塩化ビニル（PVC）、ポリ

オキシメチレン（POM）、モノマーキャストナイロン（MC）、ポリブチレンテレフタレート（PBT）、メタクリル樹脂（PMMA）、ABS樹脂（ABS）、ガラス等からなる絶縁性の基板20上に導電性層が形成されて構成されている。この導電性層は、例えば金、白金、パラジウムなどの貴金属やカーボン等の電気伝導性物質からなる。この導電性層は、例えばスクリーン印刷法やスパッタリング蒸着法によって形成されている。この導電性層は、基板の全面又は少なくとも一部に形成されていればよい。この導電性層は、不純物の付着防止及び酸化防止等の目的で、高分子材料により被覆されていてもよい。前記導電性層の表面の被覆は、例えば、高分子材料の溶液を調製し、これを前記導電性層表面に滴下若しくは塗布し、ついで乾燥させることにより実施できる。乾燥は、例えば、自然乾燥、風乾、熱風乾燥、加熱乾燥などがある。

[0048] また、絶縁性の基板20の大きさは、特に制限されず、例えば、全長5～100mm、幅2～50mm、厚み0.05～2mmであり、好ましくは、全長7～50mm、幅3～20mm、厚み0.1～1mmであり、より好ましくは、全長10～30mm、幅3～10mm、厚み0.1～0.6mmである。

[0049] また、スペーサ層4の材質は、特に制限されず、例えば、基板20と同様の材料が使用できる。また、スペーサ層4の大きさは、特に制限されず、例えば、全長5～100mm、幅2～50mm、厚み0.01～1mmであり、好ましくは、全長7～50mm、幅3～20mm、厚み0.05～0.5mmであり、より好ましくは、全長10～30mm、幅3～10mm、厚み0.05～0.25mmである。スペーサ層4には、血液導入のための試料点着部41となるI字形の切欠部が形成されている。

[0050] 表面層5は、中央部に空気孔51が設けられた絶縁性の基板である。表面層5は、切欠部としての試料点着部41を有するスペーサ層4を血液成分計測層2との間に挟み込んで、血液成分計測層2と一体に配置される。一体に配置するためには、表面層5、スペーサ層4及び血液成分計測層2を接着剤

で貼付けたり、もしくは熱融着してもよい。前記接着剤としては、例えば、エポキシ系接着剤、アクリル系接着剤、ポリウレタン系接着剤、また熱硬化性接着剤（ホットメルト接着剤等）、UV硬化性接着剤等が使用できる。

[0051] 表面層5の材質は、特に制限されず、例えば、基板20と同様の材料が使用できる。表面層5の試料点着部41の天井部に相当する部分は、親水性処理することが、更に好ましい。親水性処理としては、例えば、界面活性剤を塗布する方法、プラズマ処理などにより表面層5の表面に水酸基、カルボニル基、カルボキシル基などの親水性官能基を導入する方法がある。表面層5の大きさは、特に制限されず、例えば、全長5～100mm、幅3～50mm、厚み0.01～0.5mmであり、好ましくは、全長10～50mm、幅3～20mm、厚み0.05～0.25mmであり、より好ましくは、全長15～30mm、幅5～10mm、厚み0.05～0.1mmである。表面層5には、空気孔51が形成されていることが好ましく、形状は、例えば、円形、楕円形、多角形などであり、その大きさは、例えば、最大直径0.01～10mm、好ましくは、最大直径0.05～5mm、より好ましくは、最大直径0.1～2mmである。

[0052] 血液成分計測層2は、図3に示すように、基板20上の導電性層に複数のスリットを設けることによって、各種の電極が形成されている。図3は、バイオセンサ1における血液成分計測層2の上面図である。血液成分計測層2には、第1作用極21（C）及び第1対極22（E）からなる第1電極対が形成されている。第1作用極21及び第1対極22は、後述する試薬層3の酸化還元酵素及びメディエータに接する位置に配置されている。血液成分計測層2は、第2作用極23（A）及び第2対極24（G）からなる第2電極対が形成されている。第2作用極23は、後述する試薬層3の酸化還元酵素及びメディエータに接しない位置に配置されている。第2対極24は、後述する試薬層3の酸化還元酵素及びメディエータに接し第1作用極21に接しない位置に配設されている。更に、血液成分計測層2は、血液の導入を検知するための検知電極25が形成されている。これらの第1作用極21、第1

対極 2 2、第 2 作用極 2 3、第 2 対極 2 4、及び検知電極 2 5 は、バイオセンサ 1 が液体試料測定装置 6 に挿入された状態で、液体試料測定装置 6 に電気的に接続される。

[0053] グルコース濃度に依存する度合いが高い第 1 電流値を測定する場合には、第 1 作用極 2 1 を正極、第 1 対極 2 2 を負極として、第 1 作用極 2 1 と第 1 対極 2 2 との間に電圧（第 1 電圧）が印加される。

[0054] 血球量に依存する度合いが高い第 2 電流値を計測する場合には、第 2 作用極 2 3 を正極、第 2 対極 2 4 を負極として、第 2 作用極 2 3 と第 2 対極 2 4 との間に電圧（第 2 電圧）がパルス状に印加される。このパルス状には、矩形波、三角波などの態様を含む。なお、これらの電圧印加の詳細については、後述する。

[0055] 第 1 作用極 2 1 と第 2 対極 2 4 との間には、導電性層が形成されていない非干渉部 2 6 が設けられている。非干渉部 2 6 は、第 1 作用極 2 1 と第 2 対極 2 4 とを離間する。これにより、非干渉部 2 6 は、第 2 電流値の計測時に第 2 対極 2 4 で生じるメディエータが第 1 作用極 2 1 に流れ込むことを抑制する。

[0056] さらに、血液成分計測層 2 には第 3 電極対が形成されている。この第 3 電極対は、本実施形態において第 2 作用極 2 3（A、第 3 作用極）と第 3 対極 2 7（F、第 3 対極）により構成される。バイオセンサ 1 の温度に依存する度合いが高い第 3 電流値を測定する場合に、第 2 作用極 2 3 を正極、第 3 対極 2 7 を負極として、第 2 作用極 2 3 と第 3 対極 2 7 との間に電圧（第 3 電圧）が印加される。なお、第 3 対極 2 7 は、バイオセンサ 1 における血液導入側（図 3 における左側）に限らず、検知電極 2 5 側（ただし、試薬層 3 が配置された部分を除く。図 3 における右側）であってもよい。

[0057] なお、血液成分計測層 2 には、液体試料測定装置 6 によってバイオセンサ 1 を識別するための識別部が電極によって形成されていてもよい。この識別部は、例えば、バイオセンサ 1 の種別や製造ロット毎の出力特性の違いを識別する形状を有している。この識別部は、例えばバイオセンサ 1 の端部側に

形成され、液体試料測定装置6によって読み取り可能となっている。

[0058] スペーサ層4は、図1に示したように、血液成分計測層2の基板20上の各電極21～24、26、27を覆うように配置される。スペーサ層4は、前縁部中央に設けられた長方形の試料点着部41が形成された基板42である。試料点着部41によって、図3の試料供給路10が形成される。試料点着部41に血液が点着されると、血液は、毛細管現象によって図1～3中の右方向に表面層5の空気孔51に向かって吸引される。これによって、第1作用極21、第1対極22、及び、第2対極24には、血液が導入される。

[0059] 試薬層3は、図1に示したように、血液成分計測層2とスペーサ層4との間に配される。試薬層3は、酵素、メディエータ（電子受容体）、アミノ酸及び糖アルコール等を含有する試薬を塗布することで形成されている。試薬層3は、スペーサ層4の試料点着部41から露出している第1作用極21、第1対極22に接する。また、試薬層3は、任意成分として、高分子材料、酵素安定化剤、結晶均質化剤等を選択的に含む。前記血液成分計測層2及び試薬層3の上には、一方の端部を残してスペーサ層4を介し表面層5が配置されている。

[0060] 試薬層3の酸化還元酵素としては、グルコースオキシターゼ、ラクテートオキシターゼ、コレステロールオキシターゼ、コレステロールエステラーゼ、ウリカーゼ、アスコルビン酸オキシターゼ、ビリルビンオキシターゼ、グルコースデヒドロゲナーゼ、ラクテートデヒドロゲナーゼ、ラクテートデヒドロゲナーゼなどを用いることができる。前記酸化還元酵素の量は、例えば、バイオセンサ1個当たり、もしくは1回の測定当たり、例えば、0.01～100Uであり、好ましくは、0.05～10Uであり、より好ましくは、0.1～5Uである。このなかでも、酸化還元酵素は、グルコースオキシダーゼ及びグルコースデヒドロゲナーゼが好ましい。

[0061] 試薬層3のメディエータ（電子受容体）としては、フェリシアン化物が好ましく、フェリシアン化カリウムがより好ましい。他のメディエータとしては、フェリシアン化カリウム以外にもp-ベンゾキノン及びその誘導体、フ

エナジンメトルサルフェート、メチレンブルー、フェロセン及びその誘導体などを用いることができる。

[0062] 本実施形態のバイオセンサ1は、例えば、人体の血液中のグルコース濃度（血液成分）を測定するため、試薬層3に担持されている酸化還元酵素としてグルコースオキシターゼを用い、メディエータとしてフェリシアン化カリウムを用いる。

[0063] この試薬層3は、試料供給路10に血液が導入されると、酸化還元酵素とメディエータが試料液としての血液に溶解される。すると、血液中の基質であるグルコースとの間で酵素反応が進行し、メディエータが還元されてフェロシアン化物（本実施の形態の場合、フェロシアン化カリウム）が生成される。この反応終了後、この還元されたメディエータを電気化学的に酸化し、このとき得られる電流から血液中のグルコース濃度に依存する度合いが高い応答値（第1応答値（mV））が測定される。

[0064] なお、本発明において血球とは、血液中に含まれる赤血球、白血球、血小板及びその組み合わせを意味するが、赤血球を意味するのが好ましい。また、本発明において血球量とは、例えば、血液中の赤血球の割合（容積比）、好ましくはヘマトクリット（Hct）値を意味する。

[0065] つぎに、液体試料測定装置6の構成について説明する。

[0066] 液体試料測定装置6は、血液が導入されることにより当該血液に含まれる血液成分を酸化還元酵素によって酸化還元をするバイオセンサ1を用いて計測を行う。液体試料測定装置6は、血液成分量としてのグルコース濃度及び血球量を測定し、バイオセンサ1の温度に相当する値である温度相当値を測定する。

[0067] 液体試料測定装置6は、図4に示すように、バイオセンサ1が液体試料測定装置6に挿入された状態で、バイオセンサ1の端部に設けられた電極A～Fと接続される。電極Cは第1作用極21、電極Eは第1対極22、電極Aは第2作用極23、電極Gは第2対極24、電極Dは検知電極25、電極Fは第3対極27に対応する。

[0068] 液体試料測定装置 6 は、複数のコネクタ 6 1 ~ 6 6 及びスイッチ 6 7 ~ 7 1、電流／電圧変換回路 7 2、A／D変換回路 7 3、CPU 7 4、LCD 7 5、及び、データ記憶部 7 6（記憶手段）を含む。また、液体試料測定装置 6 は、装置内温度を測定する温度測定部 8 1、8 2（温度検出手段）及び当該温度測定部 8 1、8 2のためのスイッチ 8 3、8 4を含む。なお、負極となる第 1 対極 2 2、第 2 対極 2 4 に接続されたコネクタ 6 2、6 4 及びスイッチ 6 7、6 8 は、接地される。

[0069] 温度測定部 8 1、温度測定部 8 2 は、それぞれ、導入される血液の周囲温度としての液体試料測定装置 6 内の温度を測定する。温度測定部 8 1、8 2 は、例えば液体試料測定装置 6 に挿入されたバイオセンサ 1 に近い位置の温度を測定することが望ましい。温度測定部 8 1、8 2 によって測定された温度測定値は、CPU 7 4 に供給される。CPU 7 4 は、2 つの温度測定結果を比較する。温度の差分が所定のしきい値内にはない場合は、温度測定部 8 1、8 2 のいずれかが故障していると判定する。これによって液体試料測定装置 6 の故障検知を正確かつ容易に行う。また、イレギュラーな温度測定による測定誤差を回避する。なお、温度測定タイミングは、検知電極 2 5 によって血液の導入が検知された直後や、バイオセンサ 1 に導入された血液の温度が安定する時であってもよい。

[0070] この液体試料測定装置 6 は、温度測定部 8 1、8 2 を備えていなくてもよい。この液体試料測定装置 6 は、後述する温度相当値に加えて、測定した温度を用いる場合にのみ、温度測定部 8 1、8 2 を備えていればよい。

[0071] 各コネクタ 6 1 ~ 6 6 は、バイオセンサ 1 の電極 A、C ~ G のそれぞれに接続されている。各スイッチ 6 7 ~ 7 1 は、それぞれコネクタ 6 2 ~ 6 6 に接続されている。スイッチ 6 7 ~ 7 1 は、CPU 7 4 によってそのオンオフ状態が制御される。第 1 電流値を測定する場合、第 1 作用極 2 1 と接続された電極 C と第 1 対極 2 2 と接続された電極 E との間に電圧を印加するためにスイッチ 6 7 がオン状態とされる。第 2 電流値を測定する場合、第 2 作用極 2 3 と接続された電極 A と第 2 対極 2 4 と接続された電極 G との間に電圧を

印加するためにスイッチ68、69がオン状態とされる。なお、第1作用極21と第1対極22との間に印加する電圧、第2作用極23と第2対極24との間に印加する電圧は変化できるようになっている。血液の導入を検出する場合、検知電極25と接続された電極Dに電圧を印加するためにスイッチ70がオン状態とされる。第3電流値を測定する場合、第2作用極23と接続された電極Aと第3対極27と接続された電極Fとの間に電圧を印加するためにスイッチ68、71がオン状態とされる。

[0072] 電流／電圧変換回路72は、コネクタ61～66及び温度測定部81、82と接続されている。電流／電圧変換回路72は、第1作用極21、第2作用極23とその他の電極間に流れる電流が供給される。また、電流／電圧変換回路72は、温度測定部81、82によって測定している周囲温度に応じた電流が供給される。電流／電圧変換回路72は、供給された電流を電圧に変換する。変換された電圧値は、A／D変換回路73に供給される。

[0073] A／D変換回路73は、電流／電圧変換回路72から電圧値が供給される。A／D変換回路73は、供給された電圧値をパルス状のデジタルデータに変換して、CPU74に出力する。

[0074] CPU74は、液体試料測定装置6に含まれる各部を制御する。CPU74は、グルコース濃度、血球量、及び、温度相当値の測定時に、各スイッチ67～71をオン又はオフする制御を行う。また、CPU74は、各電極対に印加する電圧値を制御する（制御手段）。詳しくは、CPU74は、第1電圧、第2電圧、第3電圧のそれぞれの電圧値及び印加期間を制御する。さらにCPU74は、第1電流値、第2電流値、及び、第3電流値を測定する測定タイミングをそれぞれ制御する。

[0075] また、CPU74は、A／D変換回路73からのデジタルデータに基づいて、第1電流値に相当する第1応答値（mV）、第2電流値に相当する第2応答値（mV）、及び、第3電流値に相当する第3応答値（mV）を算出する。CPU74は、算出した第1応答値、第2応答値、及び、第3応答値を、グルコース濃度、血球量、バイオセンサ1の温度相当値に換算する。こ

のとき、CPU 74は、グルコース濃度、血球量、バイオセンサ1の温度が既知の血液について得られた第1応答値、第2応答値、及び、第3応答値に基づいて、グルコース濃度、血球量、バイオセンサ1の温度相当値を得る。なお、この第1応答値、第2応答値、及び、第3応答値から、グルコース濃度、血球量、バイオセンサ1の温度相当値を得る処理は、後述する。

[0076] LCD 75は、CPU 74により算出された測定値を表示するLCD（液晶表示器：出力部）である。

[0077] データ記憶部76は、CPU 74によって参照可能なデータを記憶している。データ記憶部76は、CPU 74によってグルコース濃度を演算するための記録データが記憶されている。この記録データは、既知のグルコース濃度、血球量値の血液及び温度ごとに、第1電流値、第2電流値、及び、第3電流値の測定をし、当該各電流値に相当する第1応答値、第2応答値、第3応答値を含んで構成されている。

[0078] つぎに、上述した液体試料測定装置6による基本的な動作について説明する。

[0079] この液体試料測定装置6は、グルコース濃度、血球量、及び、バイオセンサ1の温度相当値を計測する場合において、先ず、検知電極25によって血液の導入を検知する。

[0080] 液体試料測定装置6は、第1電流値を得て第1応答値を測定するときには、第1作用極21と第1対極22（第1電極対）との間に電圧（第1電圧）を印加するように、CPU 74によってスイッチ67をオンにする。この状態で、CPU 74は、酸化還元によって生じる酸化還元電流（第1応答値）を検出する（第1電流値測定手段）。なお、この第1応答値の換算処理については、後述する。

[0081] 液体試料測定装置6は、第2電流値を得て第2応答値を測定するときには、第2作用極23と第2対極24（第2電極対）との間に電圧（第2電圧）を印加するように、CPU 74によってスイッチ68、69をオンにする。この状態で、CPU 74は、第2作用極23と第2対極24に電圧を印加し

たときに生じる第2電流値を検出する（第2電流値測定手段）。

[0082] 液体試料測定装置6は、第3電流値を得て第3応答値を測定する場合には、第3電極対としての第2作用極23と第3対極27との間に電圧を印加して、第3電流値を得る（第3電流値測定手段）。

[0083] CPU74は、測定した第1応答値、第2応答値、及び、第3応答値に基づいて、測定した第1成分量、第2成分量、バイオセンサ1の温度相当値を演算する（演算手段）。このとき、CPU74は、記録データを参照する。CPU74は、データ記憶部76に記憶された第1応答値、第2応答値、及び、第3応答値を含む複数の記録データと、測定された第1応答値、第2応答値、及び、第3応答値とを含む測定データとを比較する。CPU74は、測定データに最も近似している記録データを得た血液の第1成分量を、バイオセンサ1に導入された血液の第1成分量（グルコース濃度）として演算する。同様に、CPU74は、測定データに最も近似している記録データを得た血液の第2成分量を、バイオセンサ1に導入された血液の第2成分量（血球量）として演算する。CPU74は、測定データに最も近似している記録データを得たときのバイオセンサ1の温度相当値を、測定時のバイオセンサ1の温度相当値として演算する。

[0084] つぎに、上述したような液体試料測定装置6において、第1応答値、第2応答値、第3応答値を、第1成分量、第2成分量、バイオセンサ1の温度相当値を得る動作について説明する。

[0085] この液体試料測定装置6において、CPU74に供給されることが予測される液体試料測定装置6の第1応答値は、例えば図5に示すようになる。例えば、グルコース濃度が100mg/dl、血球量(Hct)が25%である場合（図5中、「Hct25」）、CPU74は、電流値としての第1応答値として120、電流値としての第2応答値として1250を得ることが予測される。このような第1応答値及び第2応答値の予測値は、予めグルコース濃度及び血球量を調整した血液を用意し、バイオセンサ1及び液体試料測定装置6によって計測することによって得ることができる。

[0086] 図5に示した既知のグルコース濃度及び血球量の血液から得た第1応答値及び第2応答値をプロットし、当該プロットした点を通る線を描くと、図6に示すような換算マトリックスを作成することができる。この換算マトリックスによれば、同一のグルコース濃度であっても異なる血球量の血液であれば、第1応答値が変動することが分かる。

[0087] この換算マトリックスにおいて、既知の同じグルコース濃度から得た点をつないだ線上にプロットされる第1応答値及び第2応答値は、当該既知のグルコース濃度、血球量に換算できる。したがって、換算マトリックスを用いて、未知の血液から得た第1応答値及び第2応答値からグルコース濃度及び血球量を得ることができる。例えば、図6中の白丸で示す第1応答値及び第2応答値が得られた場合、換算マトリックスにおけるグルコース濃度100mg/dlと200mg/dlにおけるそれぞれの第1応答値の間の比(A:B)を取る。この比から換算して、図6中の白丸で示す第1応答値及び第2応答値が得られた血液においては、138mg/dlというグルコース濃度を得ることができる。同様に、換算マトリックスにおける血球量(Hct)25%と65%におけるそれぞれの第2応答値の間の比を取って、図6中の白丸で示す第1応答値及び第2応答値が得られた血液における未知の血球量を得ることができる。

[0088] このように、換算マトリックスを用意することによって、第1応答値及び第2応答値から、グルコース濃度及び血球量を換算することができる。さらに、この換算マトリックスには、後述するように第3応答値を含めることができる。これにより、液体試料測定装置6を用いて血液から第1応答値、第2応答値、及び、第3応答値を得れば、その血液のグルコース濃度、血球量、及びバイオセンサ1の温度相当値を得ることができる。

[0089] つぎに、上述した液体試料測定装置6により、前記血液のグルコース濃度、血球量、及び、バイオセンサ1の温度相当値を求める処理について説明する。

[0090] 上述したように、液体試料測定装置6は、血液から第1応答値、第2応答

値、及び、第3応答値を測定する。この第1応答値と第2応答値と第3応答値との関係は、例えば図7に示すとおりである。図7は、第1応答値(mV)と第2応答値(mV)と第3応答値(mV)との関係を表す換算マトリックスを、バイオセンサ1の温度T1、T2、T3(°C)ごとに示したものである。

[0091] 図7の換算マトリックスは、予めバイオセンサ1の温度(°C)が既知の状態、グルコース濃度及び血球量が既知の血液を用いて、液体試料測定装置6により第1応答値、第2応答値、及び、第3応答値を得て作成した。本実施形態では、一例として、T1は20°C、T2は25°C、T3は30°Cとしている。

[0092] 図7によれば、バイオセンサ1の温度をT1、T2、T3に変化させても、複数の換算マトリックスは互いに交差しない。すなわち、グルコース濃度及び血球量が未知の血液を用いて第1応答値、第2応答値、及び、第3応答値を測定できれば、液体試料測定装置6により一意にグルコース濃度、血球量、及び、バイオセンサ1の温度相当値を得ることができる。これに対し、換算マトリックスを構成する各点を繋ぐ面同士が交差すると、液体試料測定装置6により一意のグルコース濃度、血球量、及び、バイオセンサ1の温度相当値を得ることができない。

[0093] 液体試料測定装置6は、図7に示すようなグルコース濃度及び血球量が既知の血液を用いて得られた第1応答値、第2応答値、及び、第3応答値を含む記録データ(換算マトリックス)を、バイオセンサ1の温度のT1、T2及びT3(°C)ごとに記憶しておく。

[0094] このような換算マトリックスを得るために、液体試料測定装置6は、第1作用極21と第1対極22との間に印加する第1電圧及び印加時間を制御する。これに加え、液体試料測定装置6は、第2作用極23と第2対極24との間に印加する第2電圧及び印加時間を制御する。更に、液体試料測定装置6は、第2作用極23と第3対極27との間に印加する第3電圧及び印加時間を印加する。さらに、液体試料測定装置6は、第1応答値、第2応答値、

第3応答値を測定する測定タイミングをそれぞれ制御する。このような制御を行う手段は、制御手段とも呼ぶ。

[0095] 実際の未知の血液の測定時には、図7のように互いに交差しない換算マトリックスを得たときと同じように第1電圧、第2電圧及び第3電圧をそれぞれ印加して、第1応答値、第2応答値及び第3応答値をそれぞれ測定する。図7の換算マトリックスと測定した第1応答値、第2応答値、第3応答値とを比較して、測定データに最も近い第1応答値、第2応答値、第3応答値を含む換算マトリックスを得る。これにより、液体試料測定装置6は、当該換算マトリックスを得たときのグルコース濃度、血球量及びバイオセンサ1の温度を、未知の血液のグルコース濃度、血球量及びバイオセンサ1の温度として演算できる。

[0096] 液体試料測定装置6は、例えば図8に示すように、第1電圧、第2電圧、及び、第3電圧の電圧値及び印加時間を制御する。液体試料測定装置6は、バイオセンサ1に測定対象の液体が導入されて検知電極25によって液体を検知すると、電流の計測を開始する。液体試料測定装置6は、計測開始後から計測終了までに亘り、第1電圧V1を印加する。また、液体試料測定装置6は、パルス的に複数回に亘り第2電圧V2-1、V2-2、V2-3及びV2-4を印加する。さらに液体試料測定装置6は、1回目の第2電圧V2-1後、2回目の第2電圧V2-2の前に、第3電圧V3を印加する。なお、複数の第2電圧を総称する場合には、単に「第2電圧V2」と呼ぶ。

[0097] このとき、液体試料測定装置6は、図9に示すように、電圧印加電極、印加電圧、印加時間、及び、印加タイミングを変化させる。第1電圧V1は、第1作用極21(C)と第1対極22(E)との間に印加される。この第1電圧V1は約350mVである。

[0098] 各第2電圧V2は、第2作用極23(A)と第2対極24(G)との間に印加される。各第2電圧V2は約2500mVである。各第2電圧V2の印加時間は約0.2秒である。

[0099] 第3電圧V3は、第2作用極23(A)と第3対極27(F)との間に印

加される。この第3電圧V3は約2000mVである。第3電圧V3の印加時間は0.2秒である。

[0100] このような印加電圧、印加タイミング及び印加時間の第1電圧V1、第2電圧V2及び第3電圧V3それぞれを印加することによって、液体試料測定装置6は、血液について第1応答値、第2応答値及び第3応答値を得る。この第1応答値、第2応答値及び第3応答値を得る作業を既知の温度において、グルコース濃度及び血球量が既知の血液について行うことで、液体試料測定装置6は、図7に示すような換算マトリックスを得ることができる。例えば、液体試料測定装置6は、グルコース濃度及び血球量が未知の血液がバイオセンサ1に導入されたときに、図8及び図9に示すように第1電圧V1、第2電圧V2、第3電圧V3を印加する。これにより、液体試料測定装置6は、前記未知の血液について第1応答値、第2応答値、及び、第3応答値を得ることができる。最終的に前記換算マトリックスを用いて、液体試料測定装置6は、前記未知の血液についての第1応答値、第2応答値、及び、第3応答値から一意にグルコース換算値、血球量換算値、バイオセンサ1の温度相当値を得ることができる。

[0101] なお、図10に示すように、本発明の液体試料測定装置6によれば、第1電圧V1の電圧値を変化させても、互いに交差しない換算マトリックスを得ることができる。図10(a)は、第1電圧V1を350mVにしたときの換算マトリックスを示す。図10(b)は、第1電圧V1を500mVにしたときの換算マトリックスを示す。

[0102] さらに、液体試料測定装置6は、第3電圧V3の印加時間及び第2電圧V2の印加時間にも第1電圧V1を印加することが望ましい。例えば、液体試料測定装置6は、第3電圧V3の印加時間及び第2電圧V2の印加時間には第1電圧V1を印加しない、図11及び図12に示すようなタイミング及び期間で、第1電圧V1、第2電圧V2、及び、第3電圧V3を印加すると、その結果、図13に示す換算マトリックスが得られた。図13に示す換算マトリックスによれば、バイオセンサ1の各温度T1、T2及びT3に対応す

る複数の換算マトリックスが交差している。したがって、液体試料測定装置 6 は、第 1 電圧 V_1 を印加しながら、第 2 電圧 V_2 や第 3 電圧 V_3 を印加して、第 2 応答値および第 3 応答値をそれぞれ得ることが望ましい。

[0103] さらに、液体試料測定装置 6 は、第 2 作用極 23 と第 3 対極 27 との間に印加する第 3 電圧 V_3 の印加時間を調整してもよい。液体試料測定装置 6 は、例えば図 14 に示すように、図 8 に示すよりも長い期間に亘り第 3 電圧 V_3 を印加して、第 3 応答値を得る。液体試料測定装置 6 は、例えば図 15 に示すようなタイミング及び期間で、第 1 電圧 V_1 、第 2 電圧 V_2 、及び、第 3 電圧 V_3 を印加する。第 3 電圧 V_3-1 の印加後の 0.2 秒後に第 3 応答値を得たときの換算マトリックスは、図 16 に示すようになった。第 3 電圧 V_3-1 の印加後の 0.5 秒後に第 3 応答値を得たときの換算マトリックスは、図 17 に示すようになった。このことより、液体試料測定装置 6 は、第 3 電圧 V_3-1 を印加した直後に第 3 応答値を得ることにより、バイオセンサ 1 の温度ごとに第 3 応答値が大きく変化する変換マトリックスを得ることができる。すなわち、液体試料測定装置 6 は、図 16 に示すように、それぞれ交差しないバイオセンサ 1 の温度の T_1 、 T_2 、 T_3 の換算マトリックスを得ることができる。

[0104] さらに、液体試料測定装置 6 は、第 3 電圧 V_3 を、第 2 電圧 V_2 の印加後に印加することが望ましい。液体試料測定装置 6 は、例えば図 18 に示すように、1 回目の第 2 電圧 V_2-1 の印加後に、第 3 電圧 V_3 を印加する。すると、液体試料測定装置 6 は、図 19 に示すように、それぞれ交差しないバイオセンサ 1 の温度の T_1 、 T_2 、 T_3 の換算マトリックスを得ることができる。

[0105] 液体試料測定装置 6 は、図 20 に示すように、2 回目の第 2 電圧 V_2-2 の印加後に、第 3 電圧 V_3 を印加することが望ましい。この場合も、液体試料測定装置 6 は、図 21 に示すように、それぞれ交差しないバイオセンサ 1 の温度の T_1 、 T_2 、 T_3 の換算マトリックスを用いて未知の血液のグルコース濃度、血球量、バイオセンサ 1 の温度相当値を得ることができる。液体

試料測定装置 6 は、例えば図 2 2 に示すように、3 回目の第 2 電圧 V_{2-3} の印加後に、第 3 電圧 V_3 を印加する。この場合も、液体試料測定装置 6 は、図 2 3 に示すように、それぞれ交差しないバイオセンサ 1 の温度の T_1 、 T_2 、 T_3 の換算マトリックスを得ることができる。

[0106] これに対し、液体試料測定装置 6 は、図 2 4 に示すように、1 回目の第 2 電圧 V_{2-1} の印加前に、第 3 電圧 V_3 を印加すると、図 2 5 に示すように、第 3 応答値の差が少ないバイオセンサ 1 の温度ごとの T_1 、 T_2 、 T_3 の換算マトリックスが得られた。従って、液体試料測定装置 6 は、第 3 電圧 V_3 は、第 2 電圧 V_2 の後に印加することが望ましい。

[0107] また、図 2 6 に示すように、液体試料測定装置 6 は、1 回目の第 2 電圧 V_{2-1} の印加前であり、かつ、第 1 電圧 V_1 を印加していないときに第 3 電圧 V_3 を印加すると、図 2 7 に示すように、バイオセンサ 1 の温度ごとの T_1 、 T_2 、 T_3 の換算マトリックスが交差してしまう。従って、液体試料測定装置 6 は、第 3 電圧 V_3 は、第 1 電圧 V_1 を印加しているときに印加することが望ましい。

[0108] さらに、液体試料測定装置 6 は、第 3 電圧 V_3 を印加するときに、第 2 作用極 2 3 を作用極、第 3 対極 2 7 を対極にして用いたが、逆にしてもよい。液体試料測定装置 6 は、例えば図 2 8 のように第 3 電圧 V_3 を印加する。このとき、液体試料測定装置 6 は、図 2 8 及び図 2 9 のように、1 回目の第 3 電圧 V_3 は第 2 作用極 2 3 (A) を作用極、第 3 対極 2 7 (F) を対極として印加する。これに対し、液体試料測定装置 6 は、2~4 回目の第 3 電圧 V_3' は、第 2 作用極 2 3 (A) を対極、第 3 対極 2 7 (F) を作用極として印加する。このように第 3 電圧 V_3 及び V_3' を印加して第 3 応答値を得ても、図 3 0 に示すように、液体試料測定装置 6 は、それぞれ交差しないバイオセンサ 1 の温度の T_1 、 T_2 、 T_3 の換算マトリックスを得ることができる。

[0109] さらに、液体試料測定装置 6 は、上述した実施形態に限らず、第 2 電圧 V_2 を印加する電極を変更してもよい。上述した実施形態では、第 2 作用極 2

3 (A) と第2対極 24 (G) との間に第2電圧 V_2 を印加していた。また、第3電圧 V_3 は、第2作用極 23 (A) と第3対極 27 (F) との間に印加していた。これに対し、例えば図31のように第2電圧 V_2 及び第3電圧 V_3 を印加する液体試料測定装置6は、他の電極対に第2電圧を印加する。例えば図32に示すように、液体試料測定装置6は、第3対極 27 (F) を作用極とし、第2対極 24 (G) を対極にして、第2電圧 V_2' を印加する。このように第2電圧 V_2' を印加して第2応答値を得ても、図33に示すように、液体試料測定装置6は、それぞれ交差しないバイオセンサ1の温度の T_1 、 T_2 、 T_3 の換算マトリックスを得ることができる。

[0110] さらに、液体試料測定装置6は、第3電圧 V_3 を印加する電極対を、第2電圧 V_2 を印加する電極対とは異なったものにすることが望ましい。液体試料測定装置6は、例えば図34に示すように、計測開始後から、第2電圧 V_2-1 、第3電圧 V_3-1 、第2電圧 V_2-2 、第3電圧 V_3-2 、第2電圧 V_2-3 の順に印加する。このとき、液体試料測定装置6は、例えば図35に示すように、2回目の第3電圧 V_3-2 を第3対極 27 (F) と第2作用極 23 (A) に印加する。例えば液体試料測定装置6は、それ以外の第2電圧 V_2 及び第3電圧 V_3-1 を、第2作用極 23 (A) と第2対極 24 (G) との間に印加する。すなわち、第2電圧 V_2 は第2作用極 23 (A) と第2対極 24 (G) に印加される。また、第3電圧 V_3-1 として、第3電圧 V_3-2 と同じ値の電圧を第2作用極 23 (A) と第2対極 24 (G) との間に印加する。すると、異なるバイオセンサ1の温度でも、第3応答値があまり変動しない。これにより、図36に示すように、バイオセンサ1の温度の T_1 、 T_2 、 T_3 の換算マトリックスが同じ箇所に重なってしまう。このことより、液体試料測定装置6は、第2電圧 V_2 及び第3電圧 V_3 を印加する電極対をそれぞれ変更することが望ましい。

[0111] 以上詳細に説明したように、本実施形態として示す液体試料測定装置6によれば、第1応答値、第2応答値及び第3応答値を用いて、血液のグルコース濃度、血球量及びバイオセンサ1の温度相当値を測定できる。

- [0112] これに対し、例えば第1応答値と第2応答値との換算マトリックスを温度ごとに用意した場合、図37に示すように、バイオセンサ1の温度(°C)は各換算マトリックスにおいて一定とせざるを得ない。この場合、液体試料測定装置6により得られる温度と、実際に第1及び第2応答値が測定される部分の温度に乖離がある場合、その情報を反映する手段が存在しないため、正確な換算値を得ることが困難である。一方、本発明の液体試料測定装置6によれば、第1応答値及び第2応答値のみならず第3応答値を加えた換算マトリックスを参照してグルコース換算値、血球量換算値、バイオセンサ1の温度相当値を求めることができる。従って、本発明の液体試料測定装置6により、高い精度でグルコース換算値を得ることができる。
- [0113] また、この液体試料測定装置6によれば、例えば第3応答値を得るために第3対極27を設け、当該第3対極27(対極)と第2作用極23(作用極)との間に第3電圧を印加する。これにより、この液体試料測定装置6によれば、第2作用極23と第3対極27との間に第3電圧を印加して得た電流を第3応答値として検出できる。これによっても、液体試料測定装置6によれば、バイオセンサ1における反応部の温度に依存すると考えられる第3応答値を得ることができる。したがって、この液体試料測定装置6によれば、主としてグルコース濃度に依存する第1応答値、主として血球量に依存する第2応答値のみならず、バイオセンサ1の温度に依存する度合いが高い第3応答値を用いてグルコース濃度を演算できる。
- [0114] さらに、この液体試料測定装置6によれば、第1電圧を印加させているときに第3電流値(第3応答値)を得ることが望ましい。これにより、図11乃至図13を参照して説明したように第3応答値方向において重複することのない換算マトリックスが得られ、この換算マトリックスを用いて、血液のグルコース濃度、血球量、及びバイオセンサ1の温度相当値を得ることができる。
- [0115] さらに、この液体試料測定装置6によれば、第2電圧を印加させた後に、第3電流値(第3応答値)を得ることが望ましい。これにより、図18乃至

図27を参照して説明したように、互いに交差することがない換算マトリックスが得られ、この換算マトリックスを用いて、血液のグルコース濃度、血球量及びバイオセンサ1の温度相当値を得ることができる。

[0116] さらに、この液体試料測定装置6によれば、例えば既知の第1成分量及び第2成分量の液体、並びに、温度ごとに、前記液体について得られた第1電流値、第2電流値、及び、第3電流値を記録した記録データを記憶しておく。そして、液体試料測定装置6は、前記記録データと、前記第1電流値、前記第2電流値及び前記第3電流値を含む測定データとを比較して、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1成分量を、バイオセンサ1に導入された液体の第1成分量として演算できる。同様に、前記記録データと前記測定データとを比較することによって、最も測定データに近似している血球量及びバイオセンサ1の温度相当値を、測定した血液の血球量及びバイオセンサ1の温度相当値として演算できる。これにより、液体試料測定装置6によれば、記録データと測定データの前記第1応答値、前記第2応答値及び前記第3応答値同士を比較する演算のみで、血液の精度の高いグルコース濃度、血球量、及び、バイオセンサ1の温度相当値を得ることができる。

[0117] さらに、例えば第3応答値を得るための電極対（第3電極対）を血液と接しない第1電極と、第2応答値を計測するための電極対のうち液体に接しない電極とにより構成した液体試料測定装置6によれば、主としてバイオセンサ1の反応部における温度に依存した第3応答値を得ることができる。

[0118] なお、上述の実施の形態は本発明の一例である。このため、本発明は、上述の実施形態に限定されることはなく、この実施の形態以外であっても、本発明に係る技術的思想を逸脱しない範囲であれば、設計等に応じて種々の変更が可能であることは勿論である。

[0119] 上述した液体試料測定装置6は、第3電流値（第3応答値）を得るために第3電極対に第3電圧を印加したが、第3電流値を得るために他の手法を用いてもよい。CPU74は、第1電流値を測定する第1作用極21と第1対

極 2 2 との間に加する第 1 電圧値を制御することによって、第 1 電流値及び第 2 電流値とは異なる第 3 電流値を得てもよい。CPU 7 4 は、予め実験等によって求められた値を参照して、第 1 作用極 2 1 と第 1 対極 2 2 との間に第 1 電圧を加することによって、第 3 電流値を得ることができる。この第 3 電流値は、上述したように、主としてバイオセンサ 1 の温度に依存することが考えられるよう設定した第 1 電圧を加することにより得られる。この第 3 応答値を得るための第 1 電圧は、予め実験等によって求められた所定範囲の電圧値、所定の加タイミング、所定の加時間を選択する。

[0120] 例えば、第 1 応答値を得るための第 1 電圧は、1~600 mV 程度である。このような範囲の第 1 電圧は、血液を酸化還元するために適した電圧範囲である。これに対し、バイオセンサ 1 の温度に依存しやすい第 3 応答値を得るための第 1 電圧は、第 1 応答値の電圧よりも高い、600 mV よりも高く 2000 mV が好ましい。この第 3 応答値を得るための第 1 電圧を加することにより、バイオセンサ 1 に液体を導入した実験によって、バイオセンサ 1 の温度依存性が高い電流値を得ることができる。この高い第 3 応答値を得るための第 1 電圧の範囲は、水を電気分解するような電圧である。したがって、液体試料測定装置 6 は、第 1 電圧を加して温度相当値を得る場合、例えば第 1 応答値の計測後に、第 1 応答値より高い第 1 電圧を加して、第 3 応答値を得る。

[0121] 以上に説明したように、本実施形態として示す液体試料測定装置 6 によれば、第 1 電圧 V 1 を制御して、第 3 応答値を得ることができる。これにより、液体試料測定装置 6 は、第 1 応答値、第 2 応答値及び第 3 応答値を用いて、高い精度で血液のグルコース換算値、血球量換算値及びバイオセンサ 1 の温度相当値を測定できる。

[0122] さらに他の手法としては、液体試料測定装置 6 は、複数の第 1 電流値、複数の第 2 電流値、第 3 電流値、第 4 電流値、及び、温度測定部 8 1, 8 2 により測定された温度を参照して、血液のグルコース濃度、血球量、及び、バイオセンサ 1 の温度相当値を得てもよい。

- [0123] このために、CPU74は、例えば第1電圧、第2電圧、第3電圧のそれぞれの電圧値及び印加期間を制御する。そして、CPU74は、例えば第1電流値、第2電流値、第3電流値を測定する測定タイミングをそれぞれ制御すると共に、第1電流値及び第2電流値とは異なるタイミングで第4電流値を第1電圧を印加して測定するよう測定タイミングを制御する。例えば、グルコース濃度に依存する度合いが高い第4電流値（第4応答値）は、第1電圧を印加させているときに得るのが望ましい。また、この第4電流値を得るために、第3対極27と第2作用極23との間に第4電圧を例えば印加する。この第4電圧は、第3電圧と略同等であるのが好ましい。なお、第4電流値は、前記のように第1電流値や第2電流値、さらに第3電流値とは異なるタイミングで測定されるのが好ましい。具体的には、例えば、図38において、第4電圧V4-1を印加し、その印加中に第4応答値を測定してもよい。この第4電流値を用いると、異なる時刻に得られた各電流値を用いることで、温度環境などの時間変化の情報が、血液のグルコース濃度、血球量、及び、バイオセンサ1の温度相当値の換算に加味され得るという利点がある。
- [0124] さらに、バイオセンサ1の温度に依存する度合いが高い第5電流値（第5応答値）は、第1電圧を印加させているときに得るのが望ましい。また、この第5電流値を得るために、第3対極27（作用極）と第2作用極23（対極）との間に第5電圧を例えば印加する。この第5電圧は、第3電圧と略同等であるのが好ましい。ただし、第3電圧V3は第2作用極23（A）を作用極、第3対極27（F）を対極として印加し、第5電圧V5は、作用極と対極が逆である。なお、第5電流値（第5応答値）は、第2電流値及び第3電流値とは異なるタイミングで測定されるのが好ましい。具体的には、例えば、図39において、第5電圧V5-1を印加し、その印加中に第5電流値を測定してもよい。この第5電流値を用いても、第3電流値を用いた場合と、同等な結果が得られるという利点がある。
- [0125] その後、CPU74は、例えば第1電圧、第2電圧及び第4電圧をそれぞれ印加した時に生じた第1電流値、第2電流値、第4電流値及び／又は第5

電流値の組を用いて、液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、バイオセンサ1の温度に相当する第1温度相当値を演算する。この動作は、第1演算手段及び第1演算工程に相当する。ここで、液体試料測定装置6は、例えば既知の第1成分量及び第2成分量の液体、並びに、温度ごとに、前記液体を用いて得られた第1電流値、第2電流値、第4電流値及び／又は第5電流値を記録した第1記録データを記憶しておく（第1記憶手段）。そして、第1演算手段は、前記第1記録データと、測定された第1電流値、測定された第2電流値及び、測定された第4電流値及び／又は第5電流値を含む測定データとを比較する。そして、第1演算手段は、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1成分量、第2成分量、及び、バイオセンサ1の温度を、バイオセンサ1に導入された液体の第1成分量、第2成分量、及び、バイオセンサ1の第1温度相当値として演算することができる。

[0126] さらに、CPU74は、例えば第1電圧、第2電圧及び第3電圧をそれぞれ印加した時に生じた第1電流値、第2電流値及び第3電流値の組を用いて、液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、バイオセンサ1の温度に相当する第2温度相当値を演算する。この動作は、第2演算手段及び第2演算工程に相当する。ここで、液体試料測定装置6は、例えば既知の第1成分量及び第2成分量の液体、並びに、温度ごとに、第1電流値、第2電流値、及び、第3電流値を記録した第2記録データを記憶しておく（第2記憶手段）。そして、第2演算手段は、前記第2記録データと、測定された第1電流値、測定された第2電流値及び、測定された第3電流値を含む測定データとを比較する。そして、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1成分量、第2成分量、及び、バイオセンサ1の温度を、バイオセンサ1に導入された液体の第1成分量、第2成分量、及び、バイオセンサ1の第2温度相当値として演算することができる。

[0127] CPU74は、例えば第1演算手段により演算された第1成分量及び前記第2演算手段により演算された第1成分量に基づいて第1成分量を再演算する。また、CPU74は、例えば第1演算手段により演算された第2成分量

及び第2演算手段により演算された第2成分量に基づいて第2成分量を再演算する。さらに、CPU74は、例えば温度測定部81, 82により検出された温度とバイオセンサ1の第1温度相当値及び第2温度相当値とに基づいてバイオセンサ1の温度を再演算する。これらの再演算は、例えば平均値を取ってもよい。

[0128] この液体試料測定装置6によれば、第1演算手段及び第2演算手段によって得られた値、温度測定部81, 82により測定された温度を用いて、血液におグルコース濃度（第1成分量）、血球量（第2成分量）、及び、バイオセンサ1の温度相当値を得ることができる。したがって、この液体試料測定装置6によれば、上述したように第1演算手段又は第2演算手段によってのみ得られた値よりも高い精度で、血液のグルコース濃度（第1成分量）、血球量（第2成分量）及びバイオセンサ1の温度相当値を演算することができる。

符号の説明

- [0129] 1 バイオセンサ
6 液体試料測定装置
21 第1作用極
22 第1対極
23 第2作用極
24 第2対極
27 第3対極
76 データ記憶部
81, 82 温度測定部

請求の範囲

[請求項1]

液体が導入されることにより当該液体に含まれる成分を酸化還元酵素によって酸化還元をするバイオセンサを用いて成分量を測定する液体試料測定装置であって、

前記バイオセンサを構成する第1電極対に第1電圧を印加したときに前記酸化還元によって生じる酸化還元電流を第1電流値として検出する第1電流値測定手段と、

前記バイオセンサを構成する第2電極対に第2電圧を印加したときに生じる電流を第2電流値として検出する第2電流値測定手段と、

前記バイオセンサを構成する第3電極対に第3電圧を印加したときに生じる電流を第3電流値として検出する第3電流値測定手段と、

前記第1電圧、前記第2電圧及び、前記第3電圧のそれぞれの電圧値及び印加期間を制御し、前記第1電極対に前記第1電圧を印加中に、前記第2電極対に前記第2電圧を、前記第3電極対に前記第3電圧をそれぞれ印加し、かつ、前記第1電流値、前記第2電流値及び、前記第3電流値を測定する測定タイミングをそれぞれ制御する制御手段と、

前記第1電圧、前記第2電圧及び、前記第3電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第1電流値、前記第2電流値及び、前記第3電流値の組を用いて、前記液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する値を演算する演算手段と

を備えることを特徴とする液体試料測定装置。

[請求項2]

請求項1に記載の液体試料測定装置であって、

周囲の温度を検出する温度検出手段を更に備え、

前記第1電流測定手段が、前記第1電極対に前記第1電圧を印加中に、第4電流値をさらに検出し、

前記制御手段が、前記第4電流値を、前記第1電流値及び前記第2電流値とは異なるタイミングで測定するよう測定タイミングをさらに

制御し、

前記演算手段は、

前記第 1 電圧及び前記第 2 電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第 1 電流値、前記第 2 電流値及び、前記第 4 電流値の組を用いて、前記液体に含まれる第 1 成分量、第 2 成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する第 1 温度相当値を演算する第 1 演算手段と、

前記第 1 電圧、前記第 2 電圧及び、前記第 3 電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第 1 電流値、前記第 2 電流値及び、前記第 3 電流値の組を用いて、前記液体に含まれる第 1 成分量、第 2 成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する第 2 温度相当値を演算する第 2 演算手段とを備え、かつ、

前記演算手段は、前記第 1 演算手段により演算された第 1 成分量及び前記第 2 演算手段により演算された第 1 成分量に基づいて第 1 成分量を再演算し、前記第 1 演算手段により演算された第 2 成分量及び前記第 2 演算手段により演算された第 2 成分量に基づいて第 2 成分量を再演算し、前記温度検出手段により検出された温度と前記第 1 温度相当値と前記第 2 温度相当値とに基づいて前記バイオセンサの温度を再演算すること

を特徴とする液体試料測定装置。

[請求項3]

前記制御手段は、前記第 1 電流値測定手段により前記第 1 電極対に第 1 電圧を印加させているときに、前記第 3 電流値測定手段により前記第 3 電極対に前記第 3 電圧を印加して前記第 3 電流値を測定するよう制御することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の液体試料測定装置。

[請求項4]

前記制御手段は、前記第 2 電流値測定手段によって前記第 2 電極対に第 2 電圧を印加させた後に、前記第 3 電流値測定手段により前記第 3 電極対に前記第 3 電圧を印加して前記第 3 電流値を測定するよう制御することを特徴とする請求項 1～3 のいずれか一項に記載の液体試

料測定装置。

[請求項5] 既知量の第1成分及び第2成分を有する液体、並びに、温度ごとに、前記液体についての第1電流値、第2電流値、及び、第3電流値を記録した記録データを記憶した記憶手段を備え、

前記演算手段は、前記記録データと、測定された前記第1電流値、測定された前記第2電流値及び、測定された前記第3電流値を含む測定データとを比較して、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1分量を、前記バイオセンサに導入された液体の第1分量として演算すること

を特徴とする請求項1～4のいずれか一項に記載の液体試料測定装置。

[請求項6] 既知量の第1成分及び第2成分を有する液体、並びに、温度ごとに、前記液体についての第1電流値、第2電流値、及び、第4電流値を記録した記録データを記憶した第1記憶手段を備え、

前記第1演算手段は、前記記録データと、測定された前記第1電流値、測定された前記第2電流値及び、測定された前記第4電流値を含む測定データとを比較して、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1分量、第2分量、及び、前記バイオセンサの温度を、前記バイオセンサに導入された液体の第1分量、第2分量、及び、前記第1温度相当値として演算し、

既知量の第1成分及び第2成分を有する液体、並びに、温度ごとに、前記液体についての第1電流値、第2電流値、及び、第3電流値を記録した記録データを記憶した第2記憶手段を備え、

前記第2演算手段は、前記記録データと、測定された前記第1電流値、測定された前記第2電流値及び、測定された前記第3電流値を含む測定データとを比較して、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1分量、第2分量、及び、前記バイオセンサの温度を、前記バイオセンサに導入された液体の第1分量、第2

成分量、及び、前記第2温度相当値として演算すること

を特徴とする請求項2～5のいずれか一項に記載の液体試料測定装置。

[請求項7] 前記第3電極対は、前記酸化還元酵素及びメディエータと接しない第1電極と、前記第2電流値測定手段における第2電極対のうち前記酸化還元酵素及びメディエータに接しない電極とにより構成されることを特徴とする請求項1～6のいずれか一項に記載の液体試料測定装置。

[請求項8] 前記第3電流値測定手段が、前記第3電流値と異なるタイミングで、前記バイオセンサを構成する第3電極対に第4電圧を印加したときに生じる電流を第4電流値として更に検出し、

前記演算手段が、前記第1電流値、前記第2電流値及び、前記第3電流値に加えて前記第4電流値を用いて、前記液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する値を演算する

請求項1～7のいずれか一項に記載の液体試料測定装置。

[請求項9] 前記第3電流値測定手段が、前記第2電流値及び前記第3電流値と異なるタイミングで、前記バイオセンサを構成する第3電極対に第5電圧を印加したときに生じる電流を第5電流値として更に検出し、

前記演算手段が、前記第1電流値、前記第2電流値及び、前記第3電流値に加えて前記第5電流値を用いて、前記液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する値を演算する

請求項1～8のいずれか一項に記載の液体試料測定装置。

[請求項10] 液体が導入されることにより当該液体に含まれる成分を酸化還元酵素によって酸化還元をするバイオセンサを用いて成分量を測定する液体試料測定方法であって、

前記バイオセンサを構成する第1電極対に第1電圧を印加したとき

に前記酸化還元によって生じる酸化還元電流を第1電流値として検出する第1電流値測定工程と、

前記第1電極対に前記第1電圧を印加中に、前記バイオセンサを構成する第2電極対に第2電圧を印加したときに生じる電流を第2電流値として検出する第2電流値測定工程と、

前記第1電極対に前記第1電圧を印加中に、前記バイオセンサを構成する第3電極対に第3電圧を印加したときに生じる電流を第3電流値として検出する第3電流値測定工程と

前記第1電圧、前記第2電圧、及び前記第3電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第1電流値、前記第2電流値及び、前記第3電流値の組を用いて、前記液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する値を演算する工程を含むことを特徴とする液体試料測定方法。

[請求項11]

請求項10に記載の液体試料測定方法であって、
周囲の温度を検出する温度検出工程を更に含み、
前記演算工程が、

前記第1電圧、前記第2電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第1電流値、前記第2電流値、前記第4電流値の組を用いて、前記液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する第1温度相当値を演算する第1演算工程と、

前記第1電圧、前記第2電圧、前記第3電圧をそれぞれ印加した時に生じた前記第1電流値、前記第2電流値、前記第3電流値の組を用いて、前記液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する第2温度相当値を演算する第2演算工程と、

前記第1演算工程により演算された第1成分量及び前記第2演算工程により演算された第1成分量に基づいて第1成分量を再演算し、前記第1演算工程により演算された第2成分量及び前記第2演算工程に

より演算された第2成分量に基づいて第2成分量を再演算し、前記温度検出工程により検出された温度と前記第1温度相当値と前記第2温度相当値とに基づいて前記バイオセンサの温度を再演算する再演算工程を含むこと

を特徴とする液体試料測定方法。

[請求項12] 前記第3電流値測定工程が、前記第1電極対に第1電圧を印加させているときに、前記第3電流値を測定することを含ま請求項10又は請求項11に記載の液体試料測定方法。

[請求項13] 前記第3電流値測定工程が、前記第2電極対に第2電圧を印加させた後に、前記第3電流値を測定することを含ま請求項10～12のいずれか一項に記載の液体試料測定方法。

[請求項14] 前記演算工程において、
既知量の第1成分及び第2成分を有する液体、並びに、温度ごとに前記液体についての第1電流値、第2電流値、及び、第3電流値を記録した記録データと、前記測定された第1電流値、前記測定された第2電流値、及び、前記測定された第3電流値とを含む測定データとを比較して、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1成分量を、前記バイオセンサに導入された液体の第1成分量として演算すること

を特徴とする請求項10～13のいずれか一項に記載の液体試料測定方法。

[請求項15] 前記演算工程が、
既知量の第1成分及び第2成分を有する液体、並びに、温度ごとに、前記液体についての第1電流値、第2電流値、及び、第4電流値を記録した第1記録データと、測定された前記第1電流値、測定された前記第2電流値及び、測定された前記第4電流値を含む測定データとを比較して、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度を、前

記バイオセンサに導入された液体の第1成分量、第2成分量、及び、前記第1温度相当値として演算し、かつ、

既知量の第1成分及び第2成分を有する液体、並びに、温度ごとに、前記液体についての第1電流値、第2電流値、及び、第3電流値を記録した第2記録データと、測定された前記第1電流値、測定された前記第2電流値及び、測定された前記第3電流値を含む測定データとを比較して、当該測定データに最も近似している記録データを得た液体の第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度を、前記バイオセンサに導入された液体の第1成分量、第2成分量、及び、前記第2温度相当値として演算することを含む請求項11～14のいずれか一項に記載の液体試料測定方法。

[請求項16]

前記第3電流値と異なるタイミングで、前記バイオセンサを構成する第3電極対に第4電圧を印加したときに生じる電流を第4電流値として検出する第4電流測定工程をさらに含み、

前記演算工程において、前記第1電流値、前記第2電流値及び、前記第3電流値に加えて前記第4電流値を用いて、前記液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する値が演算される

請求項10～15のいずれか一項に記載の液体試料測定方法。

[請求項17]

前記第2電流値及び前記第3電流値と異なるタイミングで、前記バイオセンサを構成する第3電極対に第5電圧を印加したときに生じる電流を第5電流値として検出する第5電流測定工程をさらに含み、

前記演算手工程において、前記第1電流値、前記第2電流値及び、前記第3電流値に加えて前記第5電流値を用いて、前記液体に含まれる第1成分量、第2成分量、及び、前記バイオセンサの温度に相当する値が演算される

請求項10～16のいずれか一項に記載の液体試料測定装置。

[請求項18]

液体が導入されることにより当該液体に含まれる液体成分を酸化還

元酵素によって酸化還元をするバイオセンサであって、

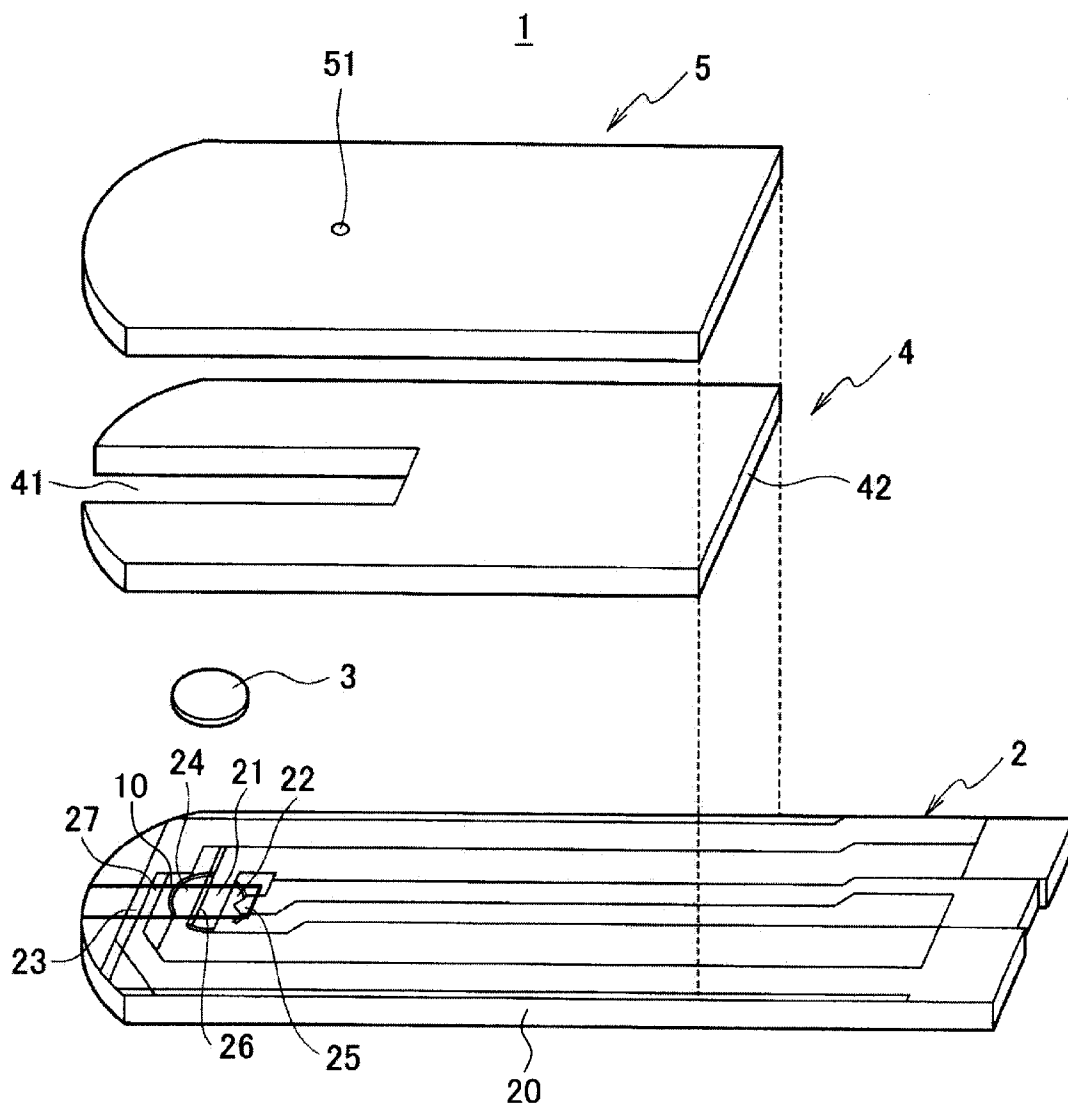
第1作用極及び第1対極が前記酸化還元酵素及びメディエータに接する第1電極対と、

前記酸化還元酵素及びメディエータに接しない第2作用極と、前記酸化還元酵素及びメディエータに接し前記第1電極対の第1作用極に接しない第2対極とを含む第2電極対と、

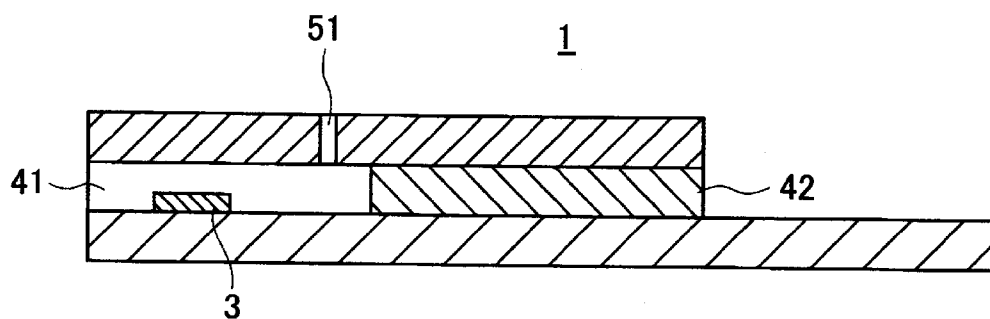
前記酸化還元酵素及びメディエータに接しない位置に配設された第3作用極及び第3対極を有し、当該第3作用極が前記第2電極対における第2作用極として電圧が印加される第3電極対と

を有することを特徴とするバイオセンサ。

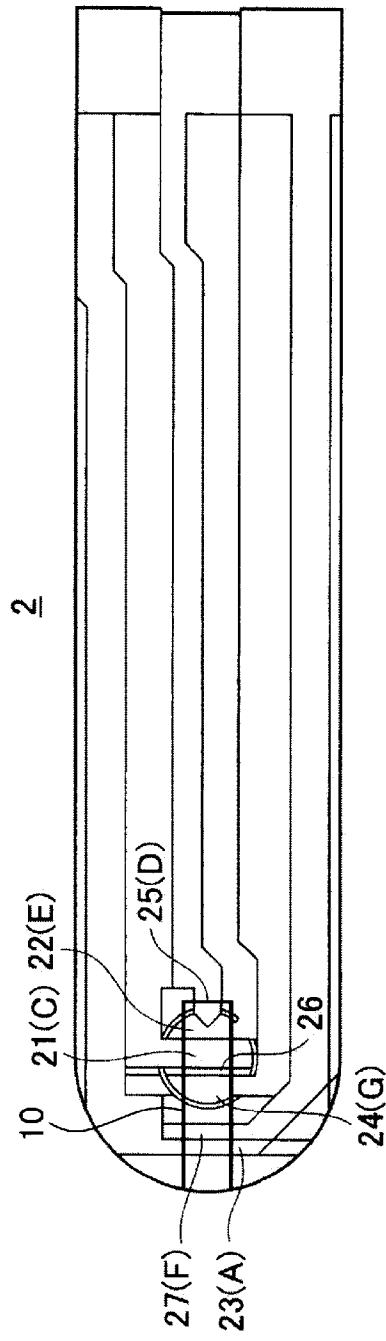
[図1]



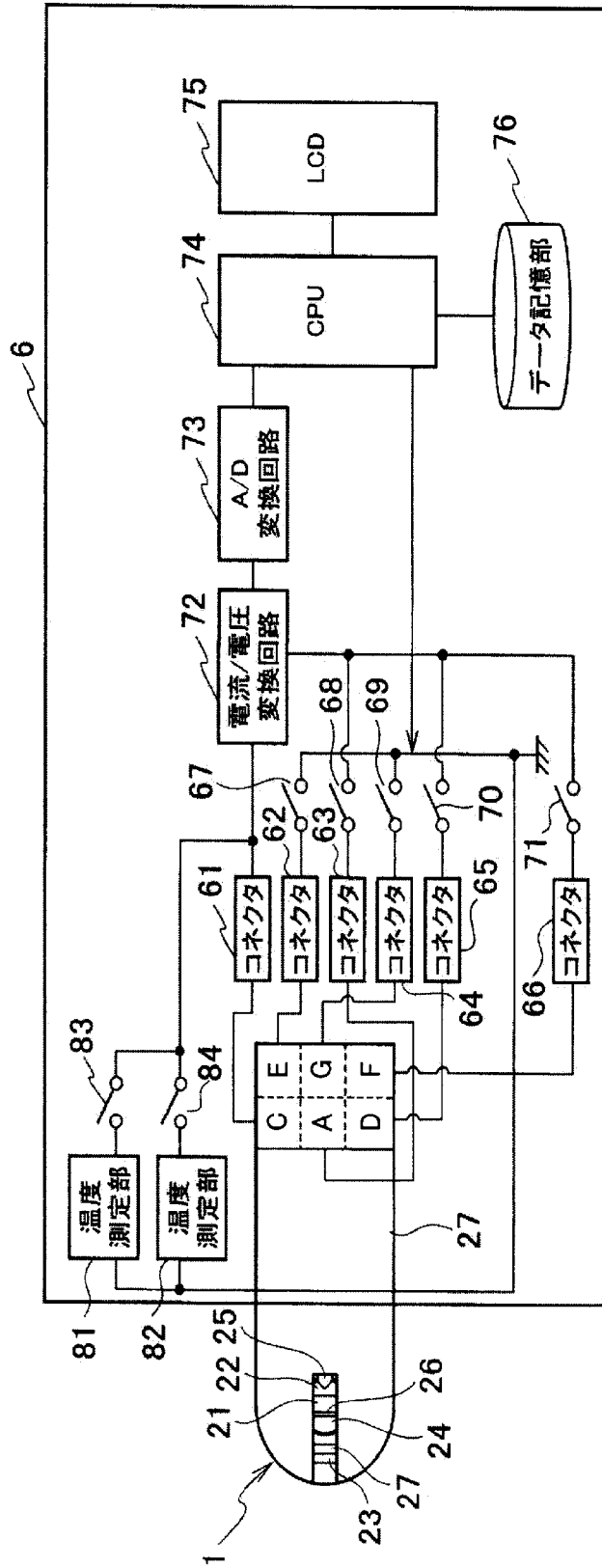
[図2]



[図3]



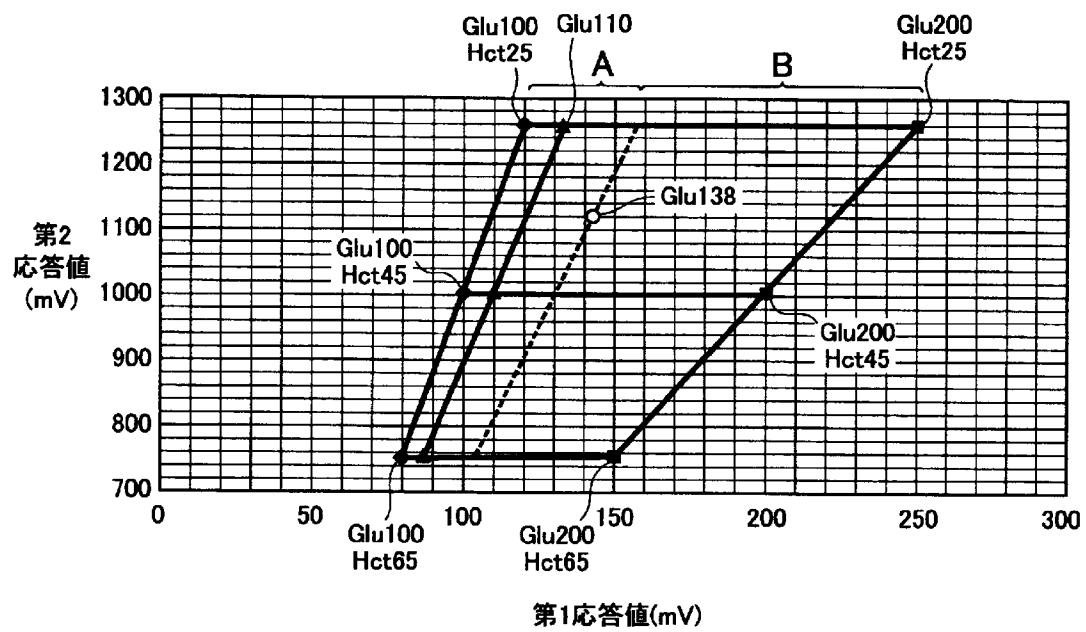
[図4]



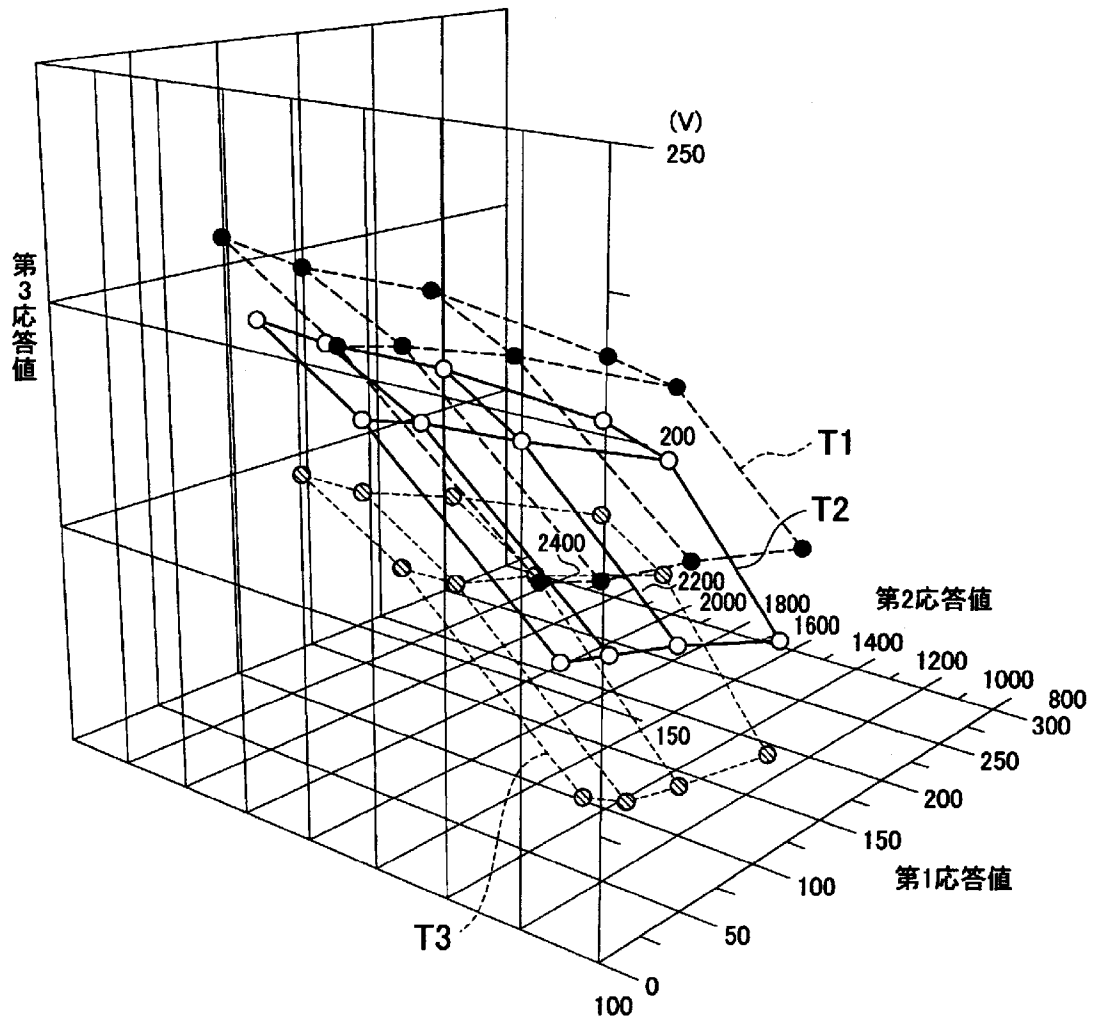
[図5]

グルコース	Hct	第1応答値	第2応答値	第2応答値	第2応答値
100mg/dl	Hct25	120	1250		
	Hct45	100	1000		
	Hct65	80	750		
200mg/dl	Hct25	250		1250	
	Hct45	200		1000	
	Hct65	150		750	
110mg/dl	Hct25	133.1			1250
	Hct45	110			1000
	Hct65	86.9			750

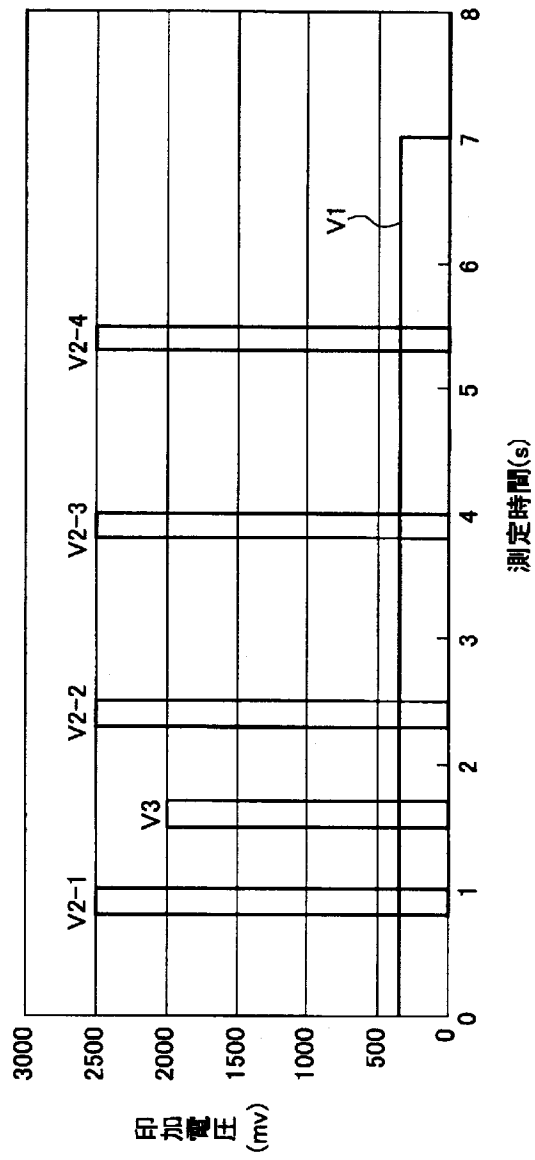
[図6]



[図7]

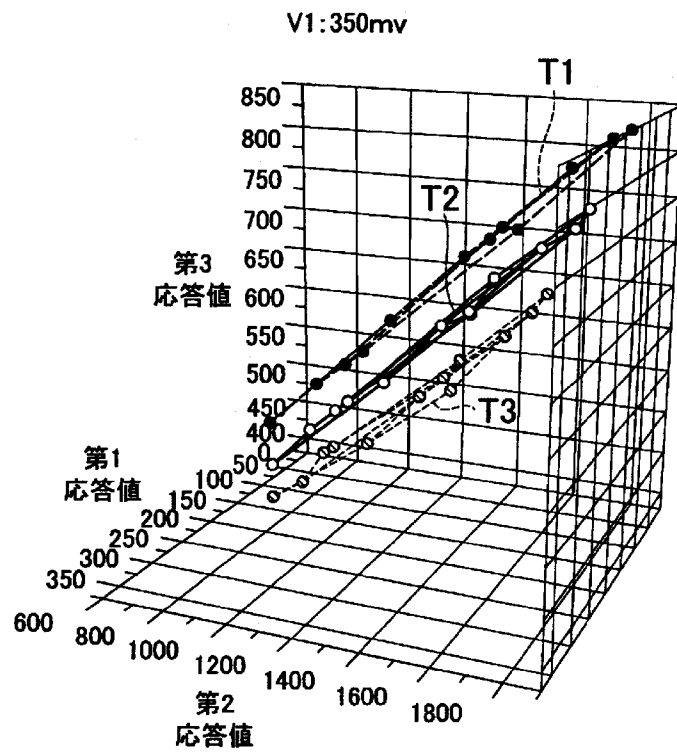


[図8]

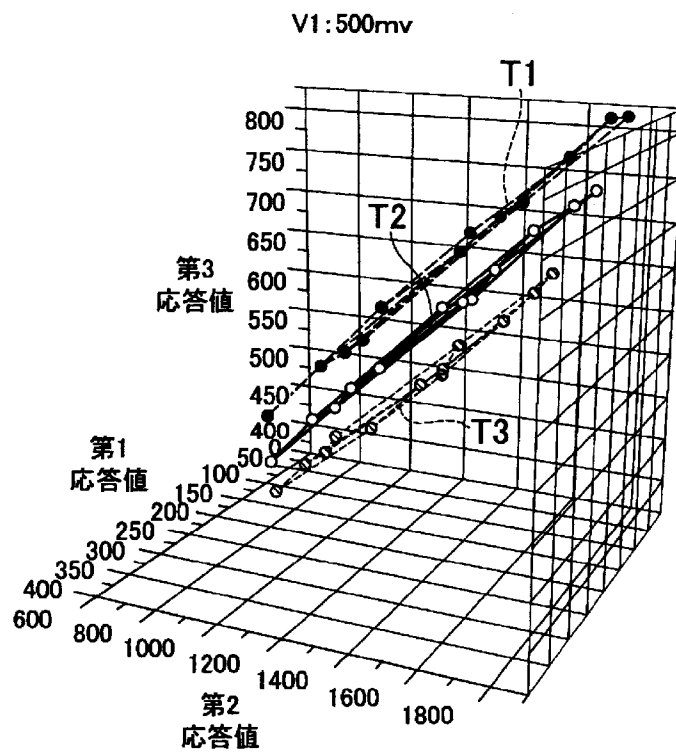


[図10]

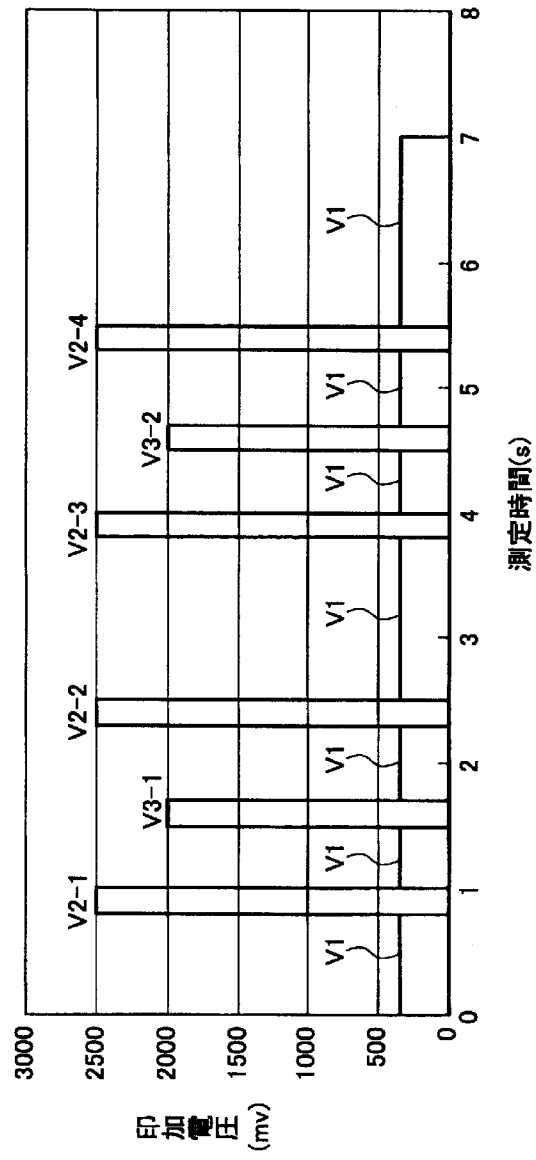
(a)



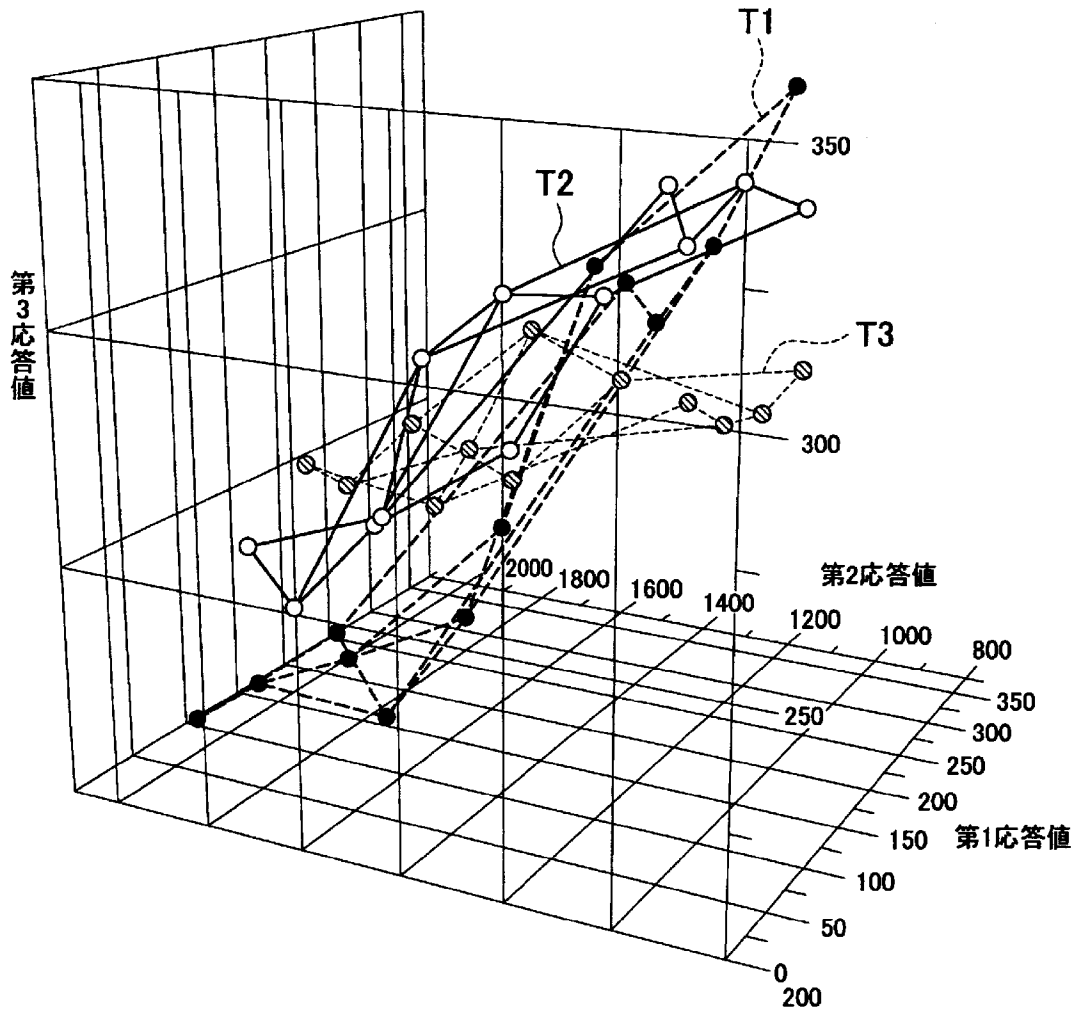
(b)



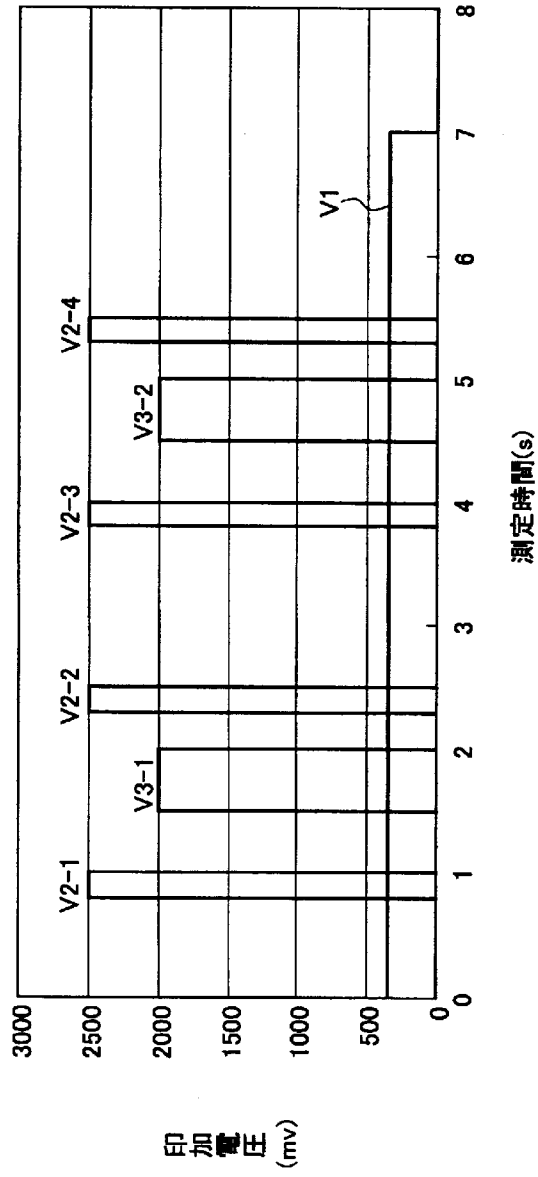
[図11]



[図13]



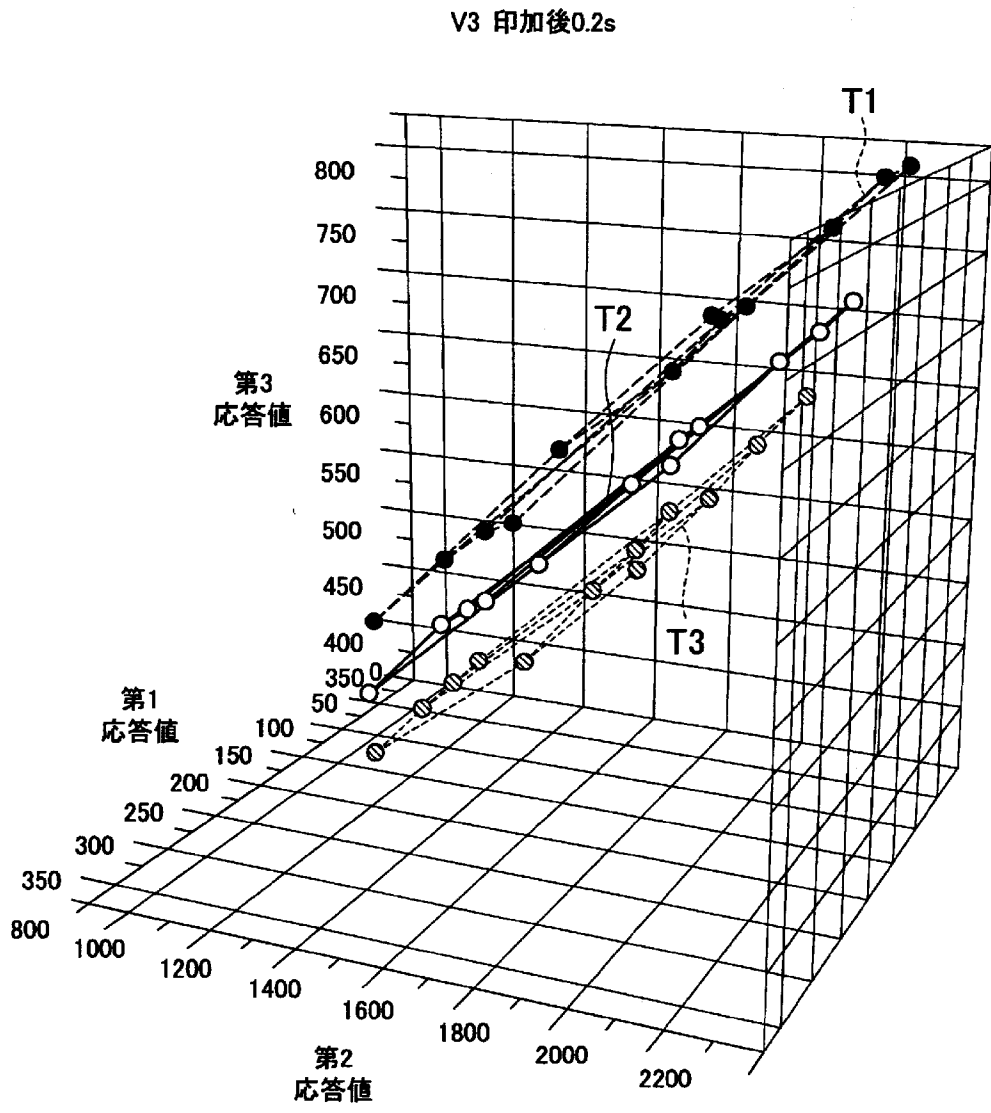
[図14]



[図15]

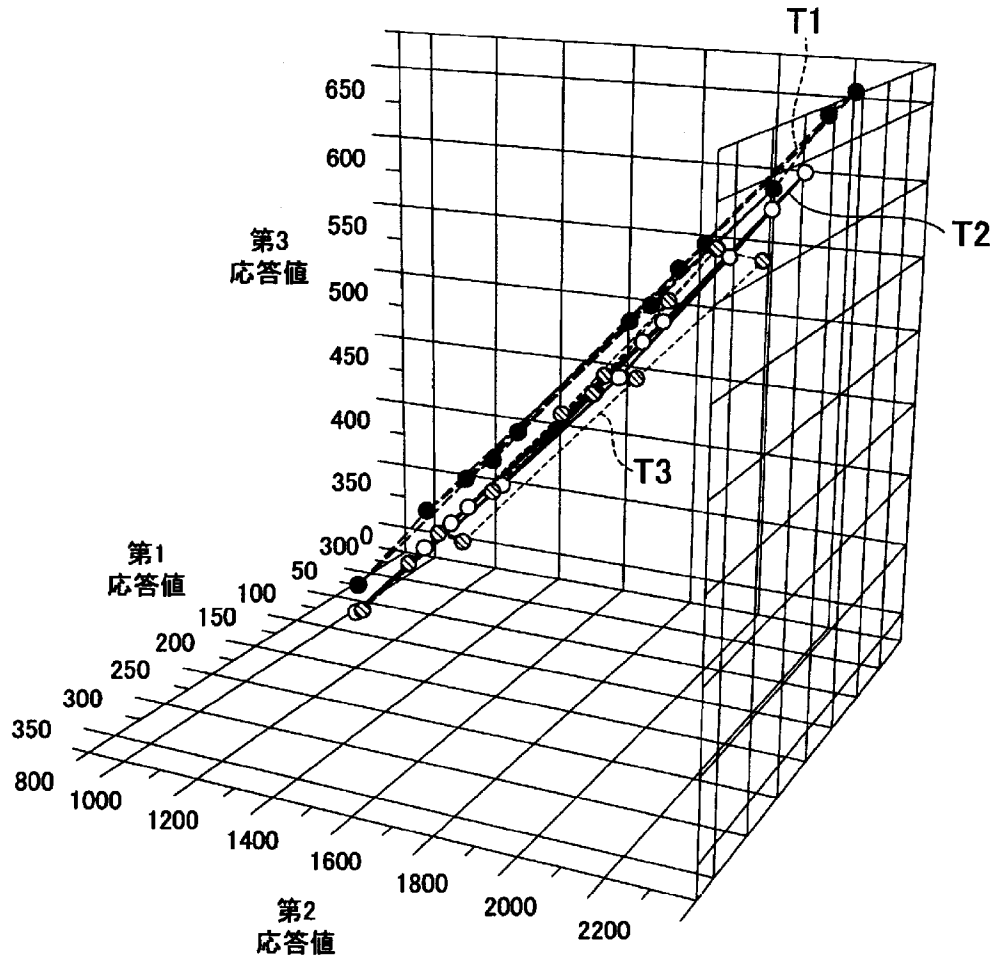
順序指定	作用極指定		対極指定							印加電圧	点着電流	時間 (秒)	累計 時間
	作用極1	作用極2	対極1	対極2	対極3	対極4	対極5	対極6	対極7				
T	作用極1 D	作用極2 E								500	0.05		
S	作用極1 C	作用極2 E								350		0.8	0.8
S	作用極1 C	作用極2 E								350		0.2	1.0
S	作用極1 A	作用極2 E								2500		0.5	1.5
S	作用極1 C	作用極2 E								350		0.5	2.0
S	作用極1 C	作用極2 E								2000		0.5	2.5
S	作用極1 A	作用極2 E								350		0.3	2.3
S	作用極1 C	作用極2 E								350		0.2	2.5
S	作用極1 A	作用極2 E								2500		1.3	3.8
S	作用極1 C	作用極2 E								350		0.2	4.0
S	作用極1 C	作用極2 E								2500		0.5	4.5
S	作用極1 C	作用極2 E								350		0.5	5.0
S	作用極1 F	作用極2 E								2000		0.3	5.3
S	作用極1 C	作用極2 E								350		0.2	5.5
S	作用極1 A	作用極2 E								2500		1.5	7.0
S	作用極1 C	作用極2 E								350		1.0	8.0
S	作用極1 C	作用極2 E								1500			

[図16]

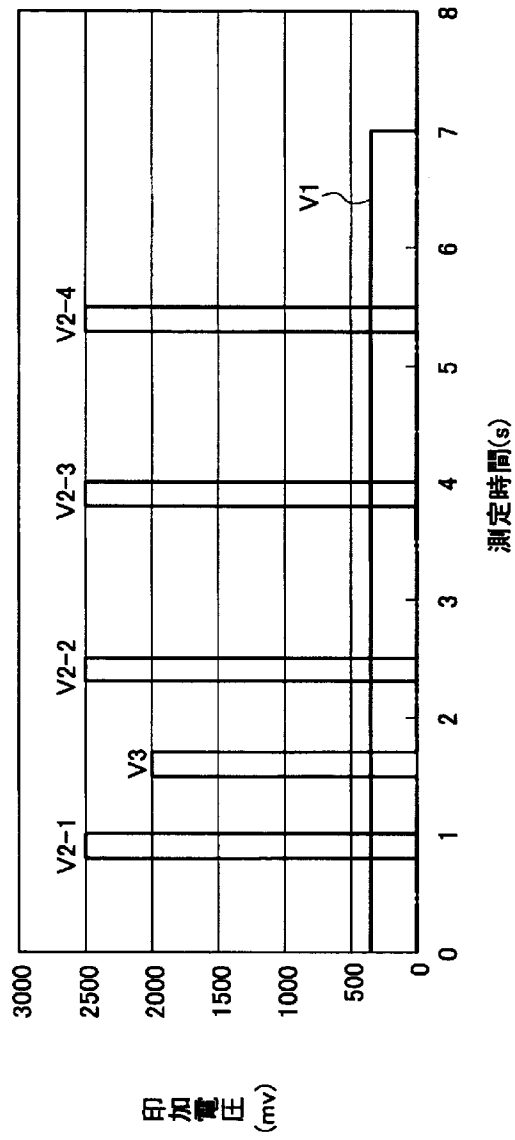


[図17]

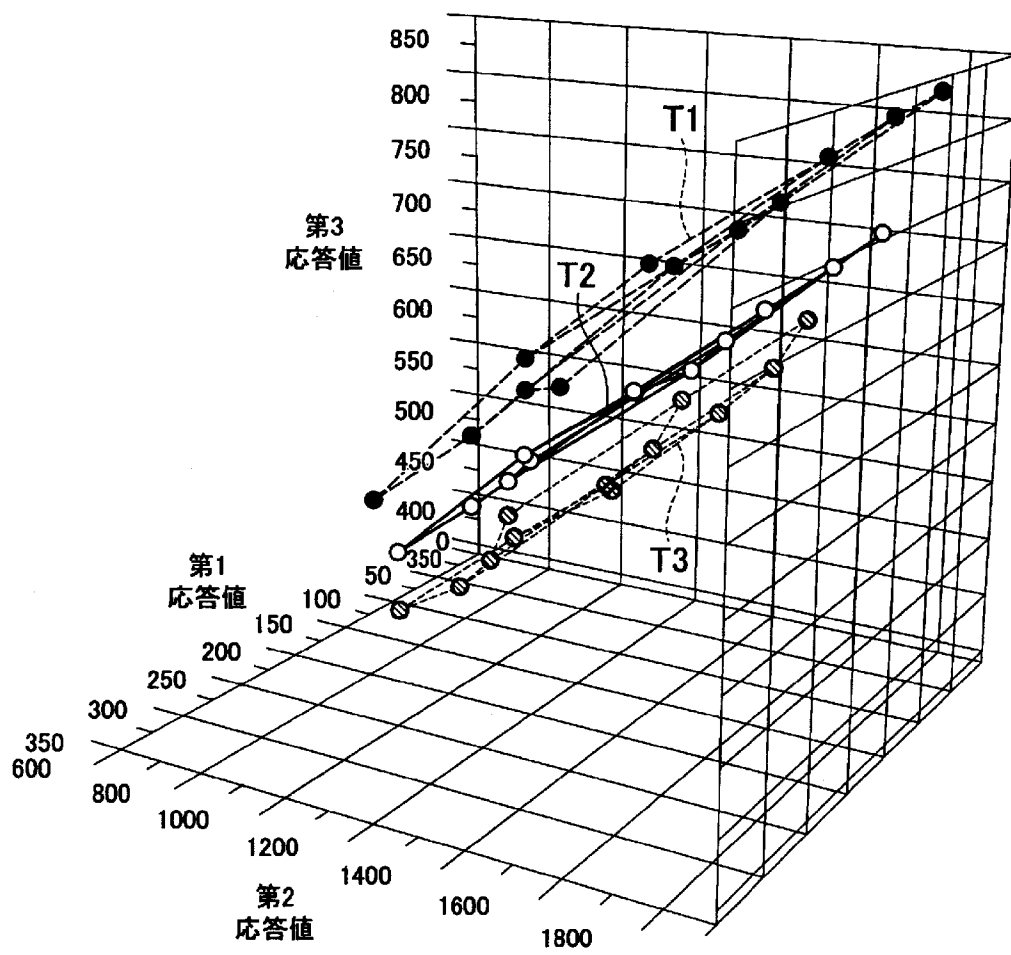
V3 印加後0.5s



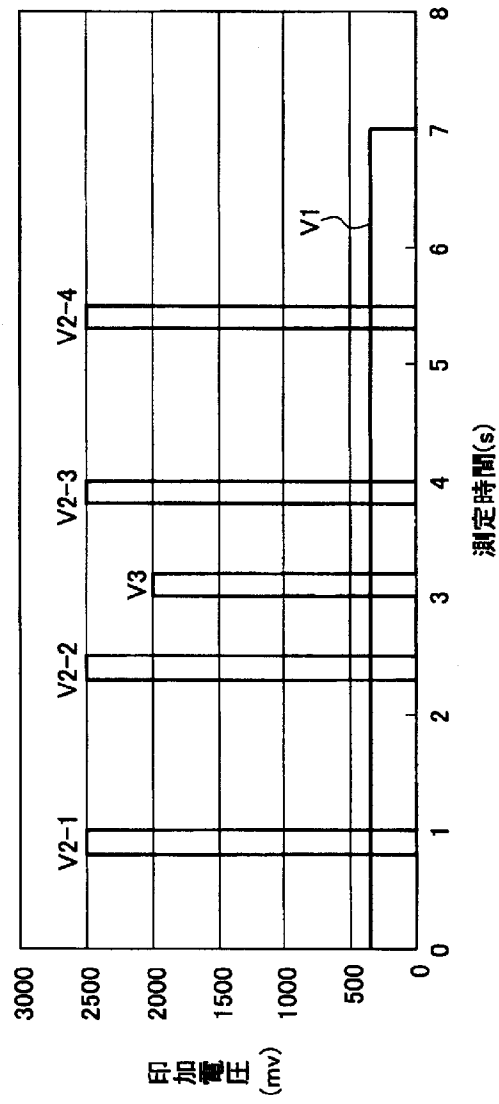
[図18]



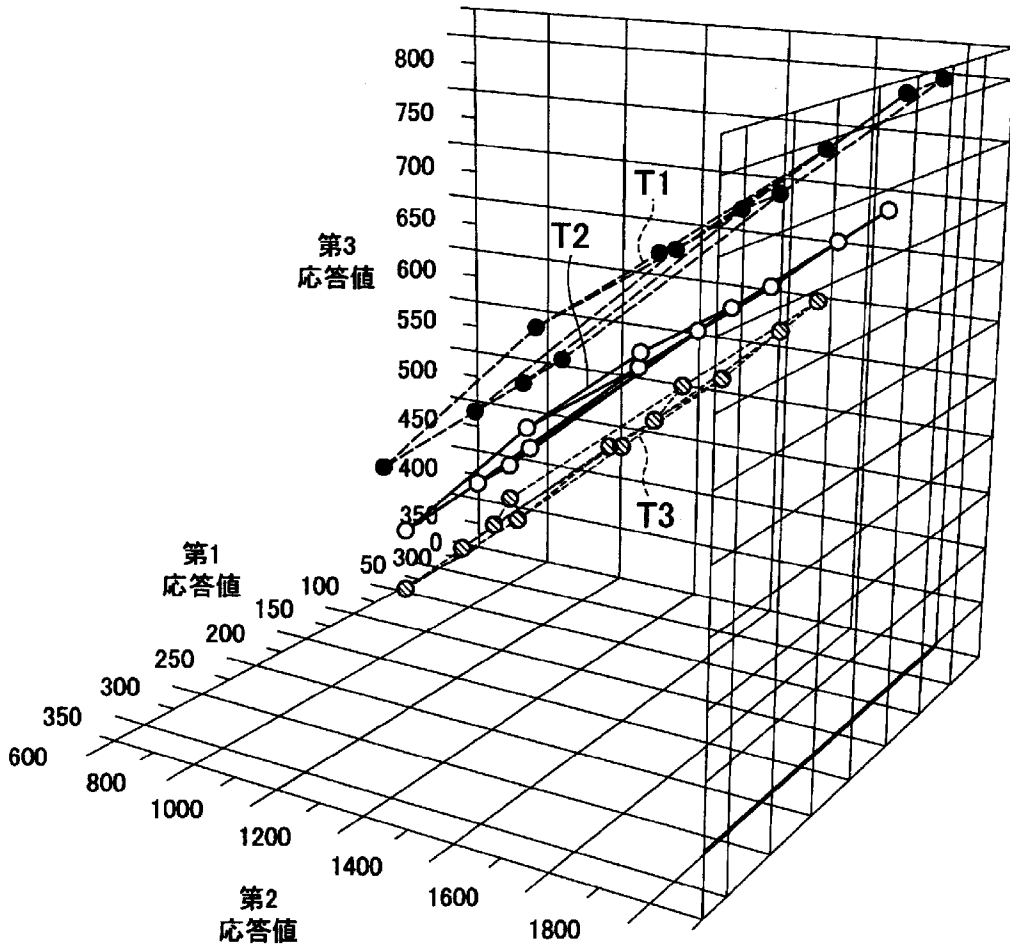
[図19]



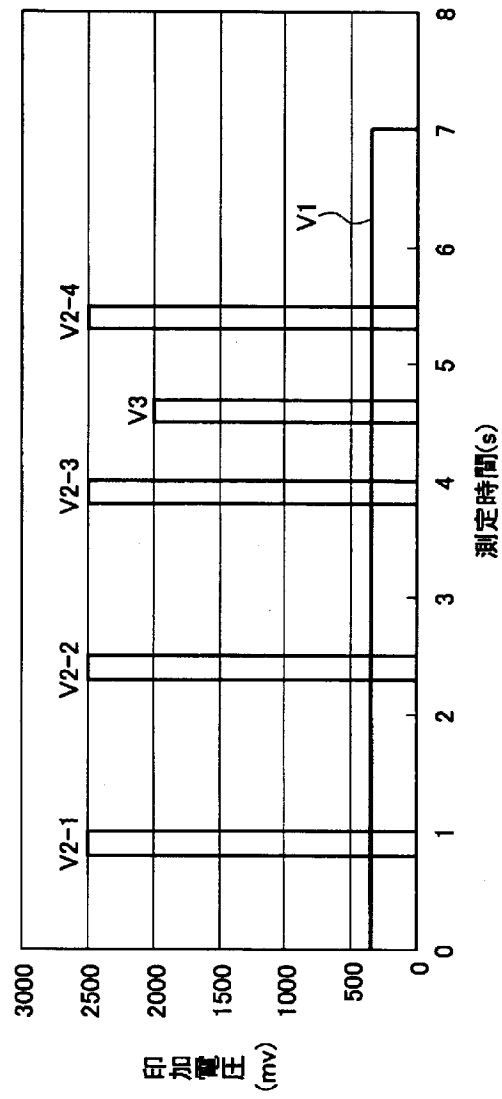
[図20]



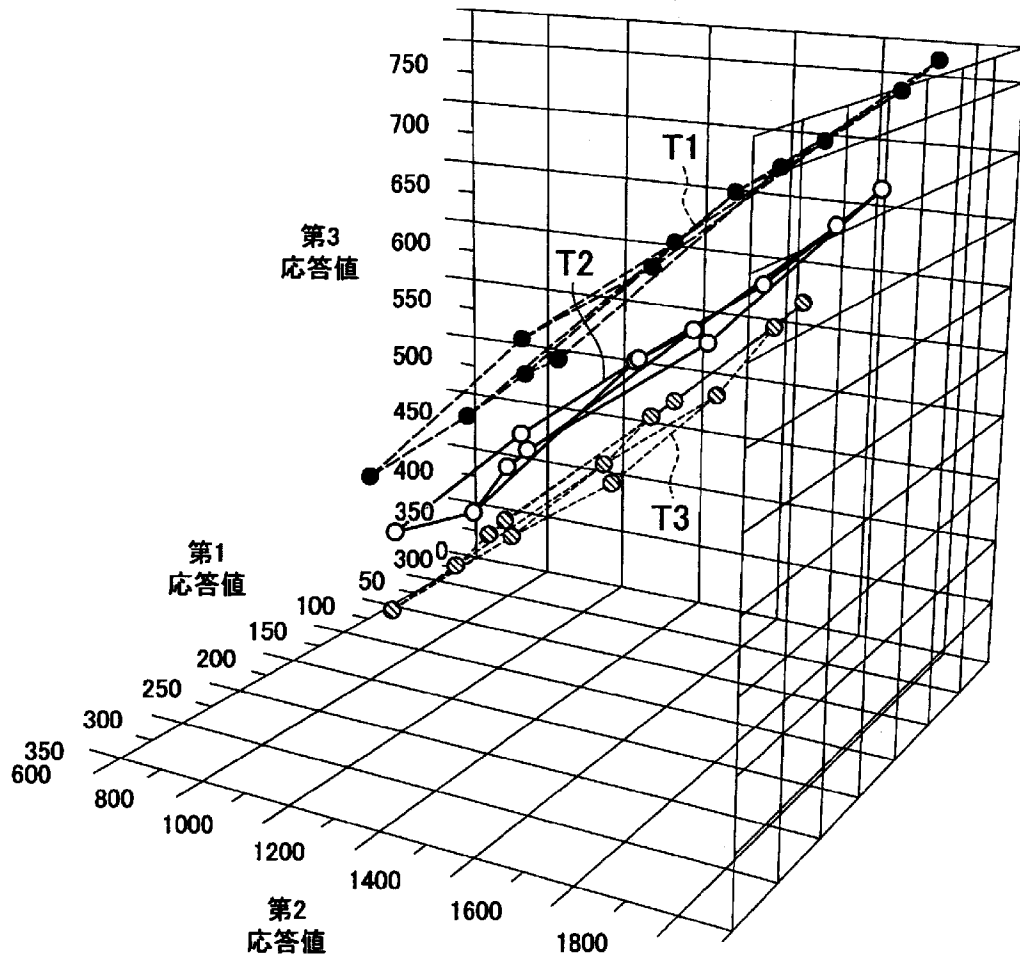
[図21]



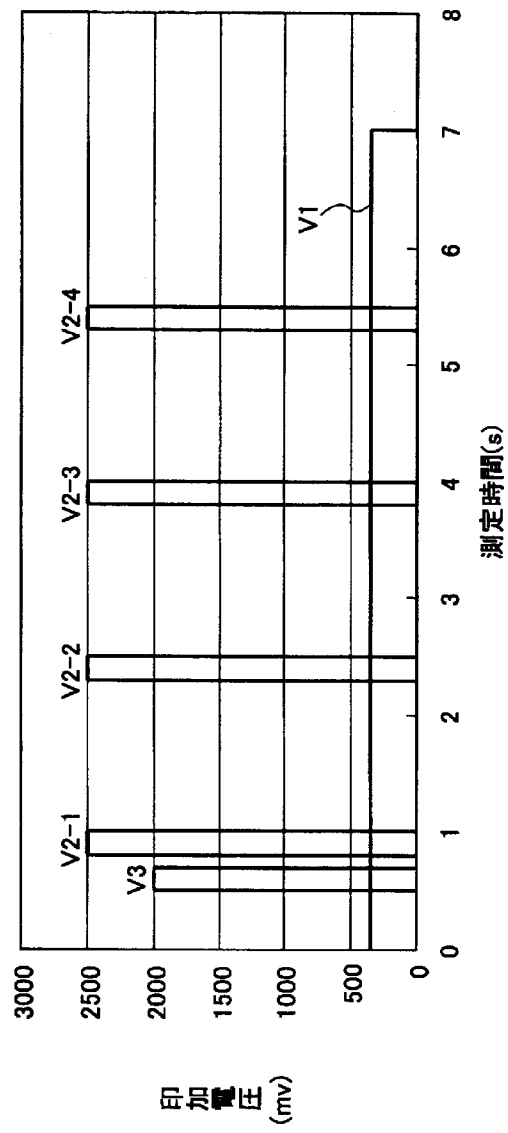
[図22]



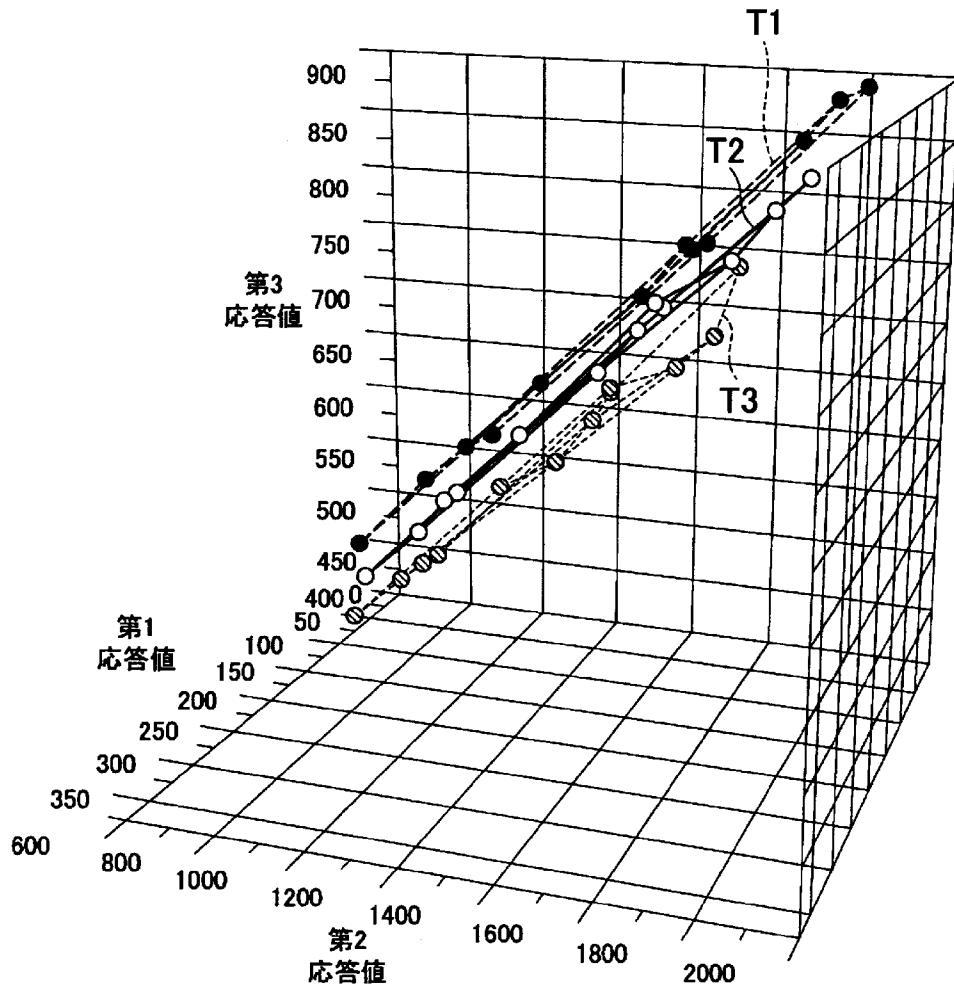
[図23]



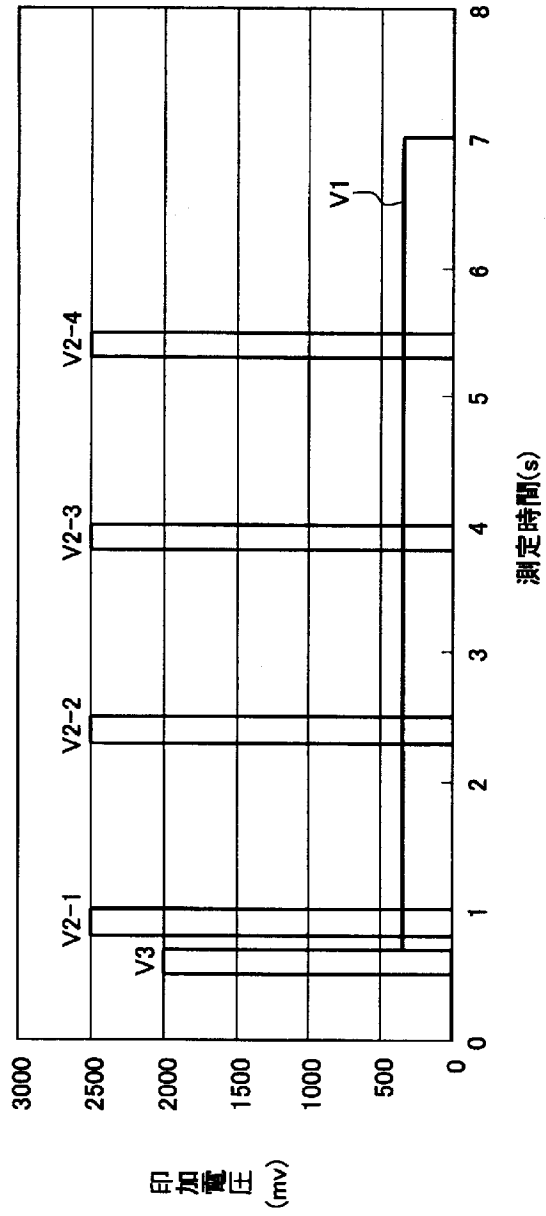
[図24]



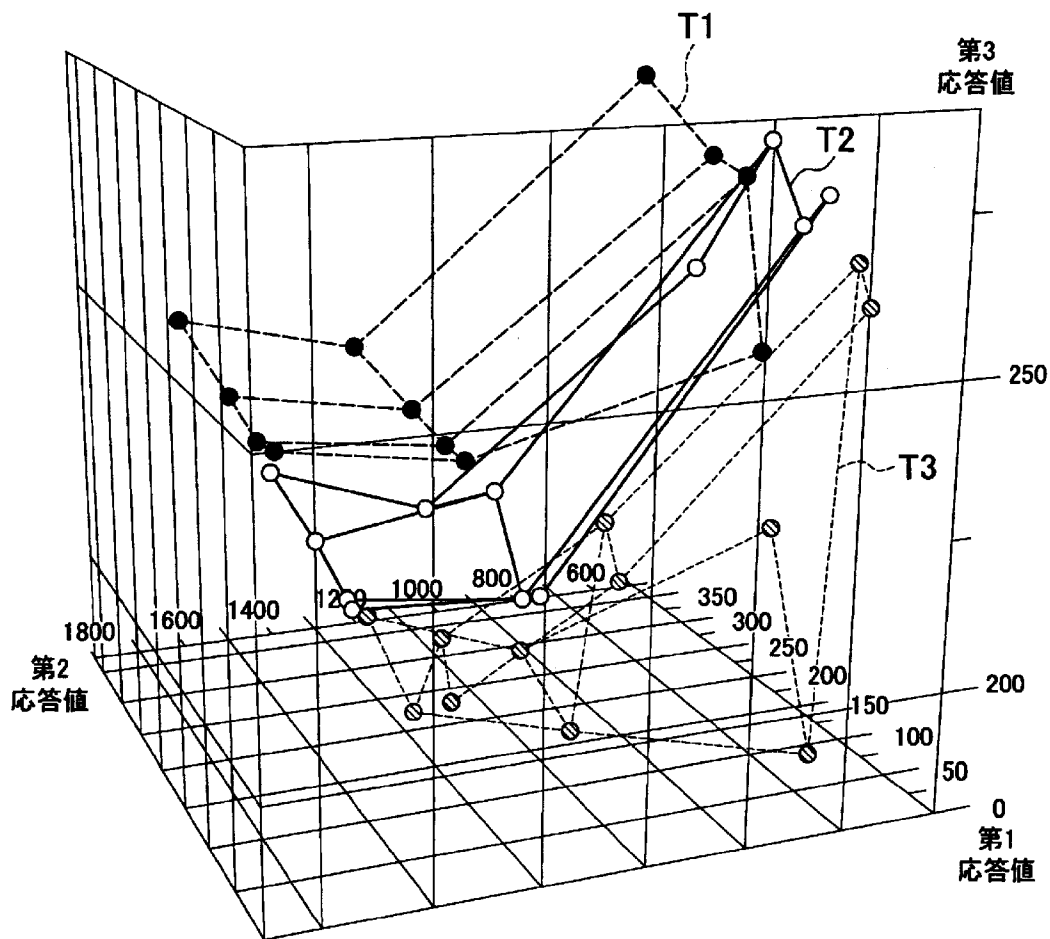
[図25]



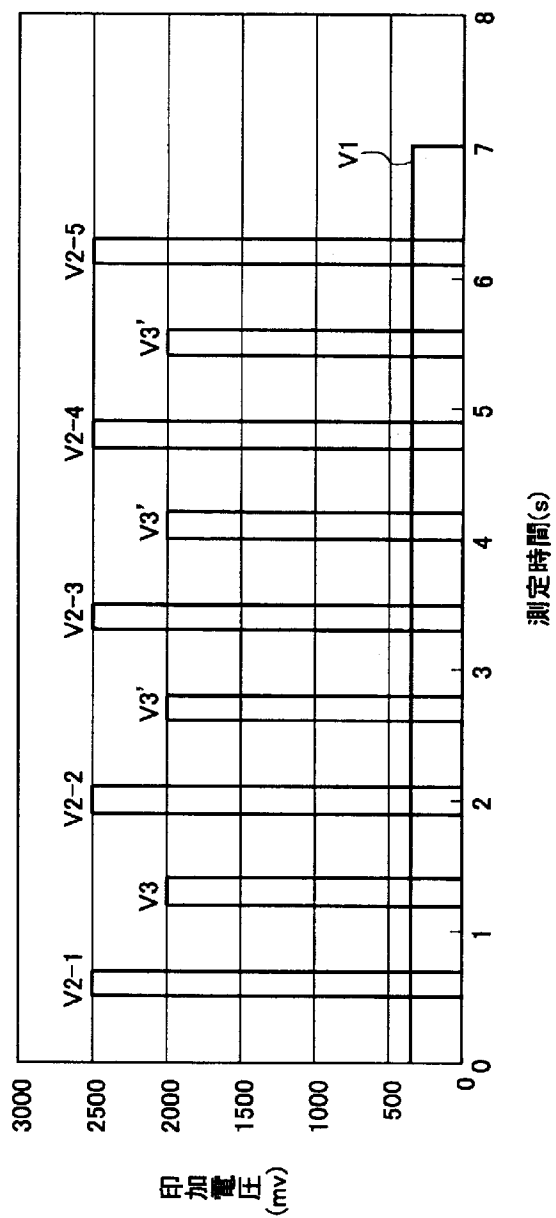
[図26]



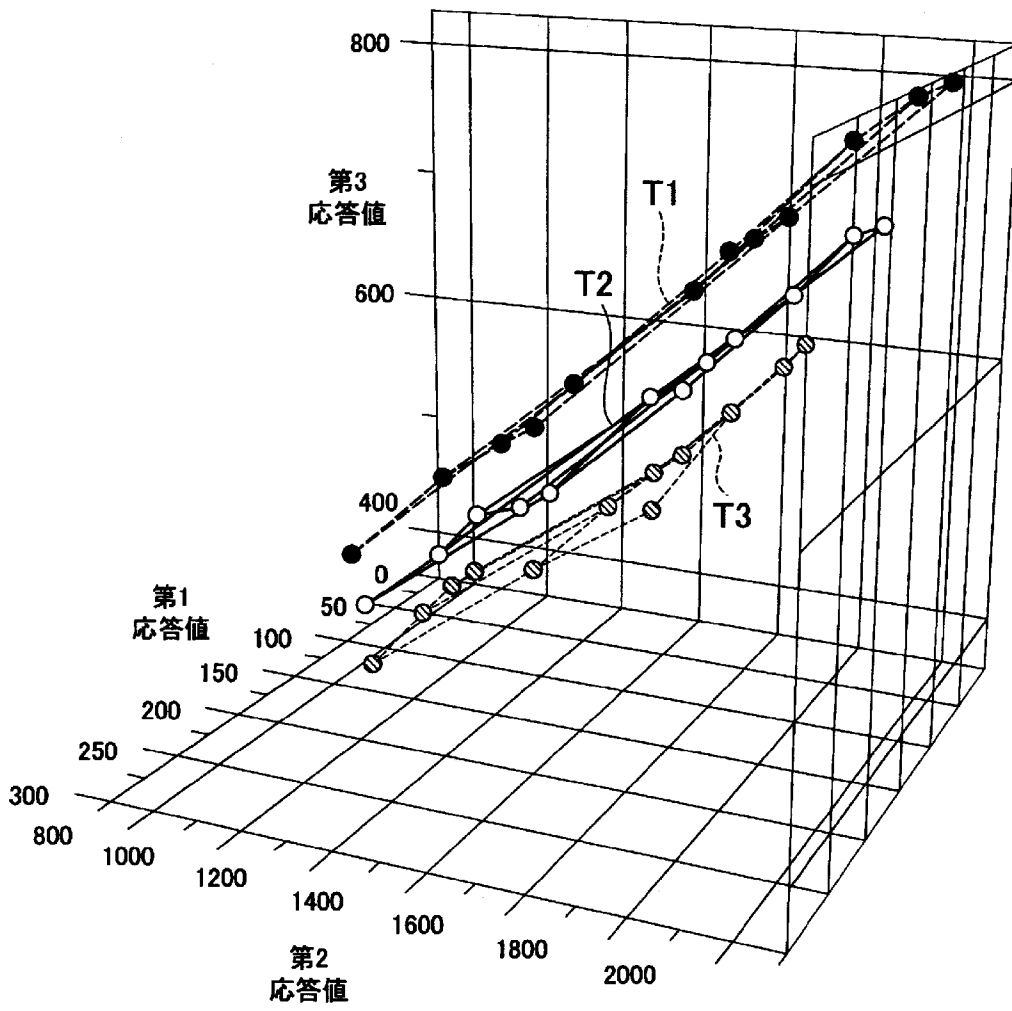
[図27]



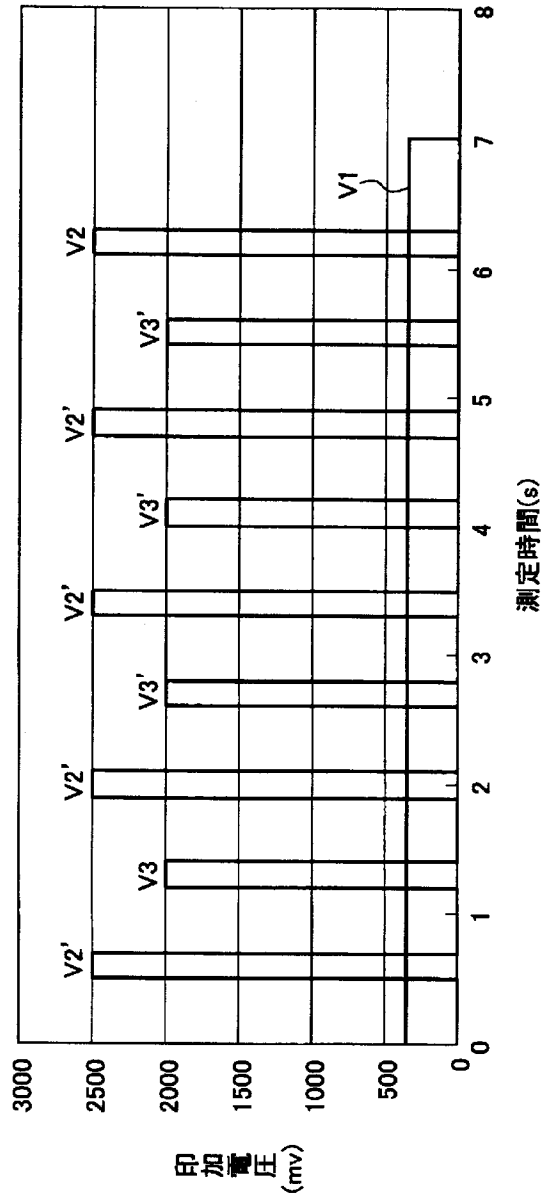
[図28]



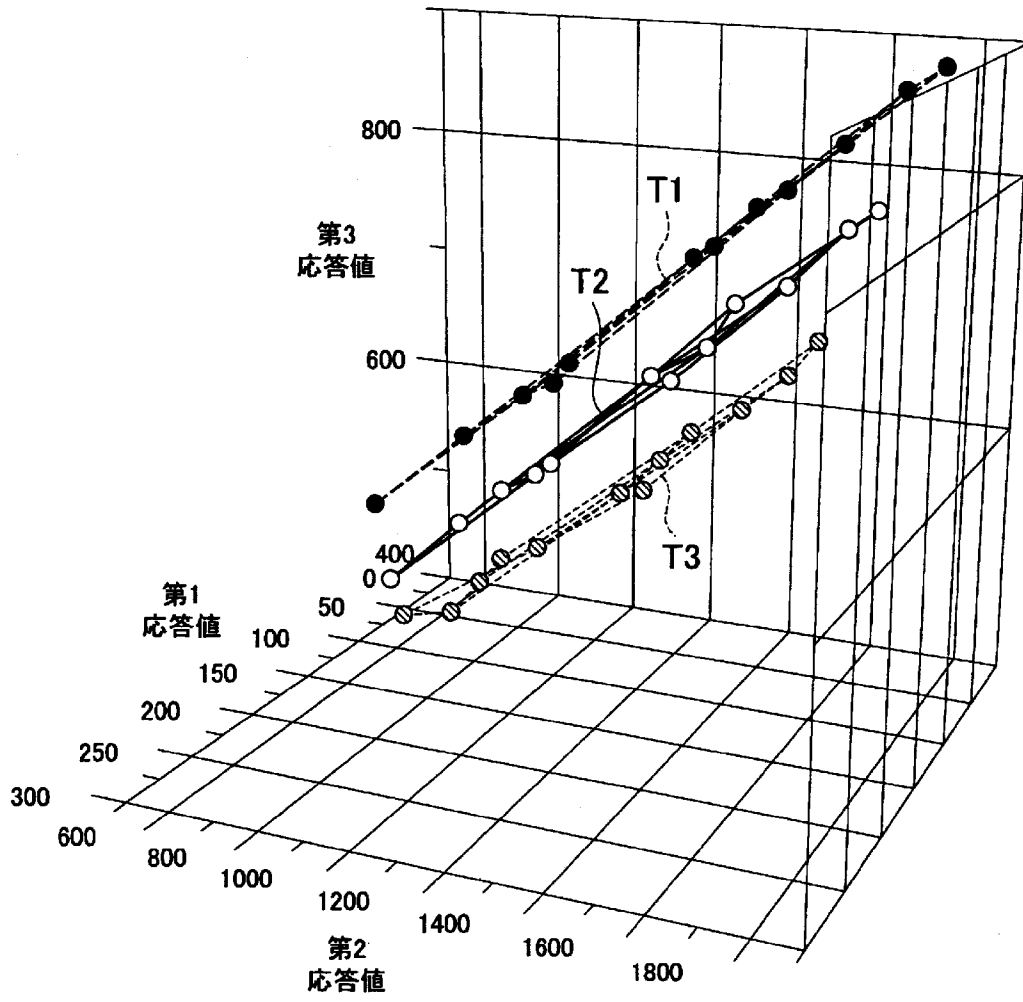
[図30]



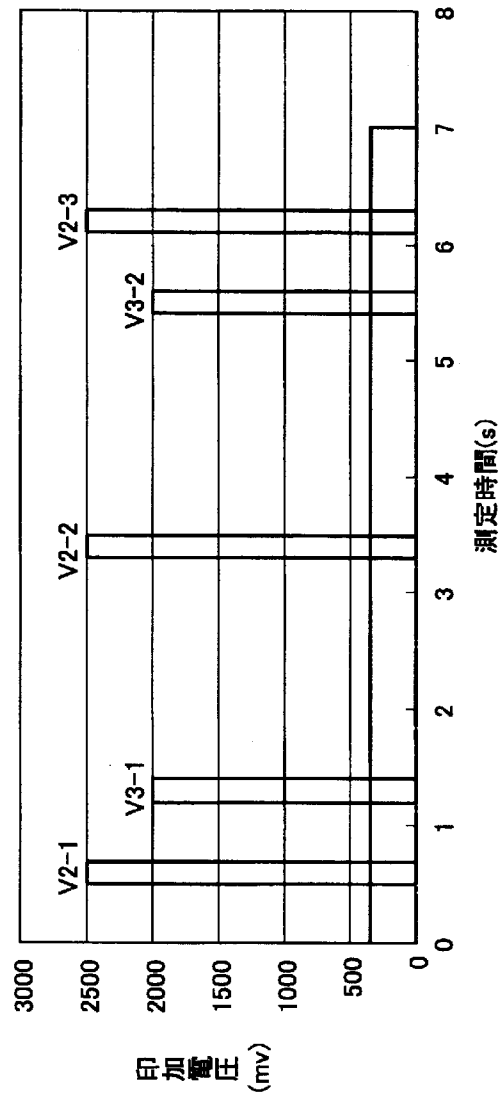
[図31]



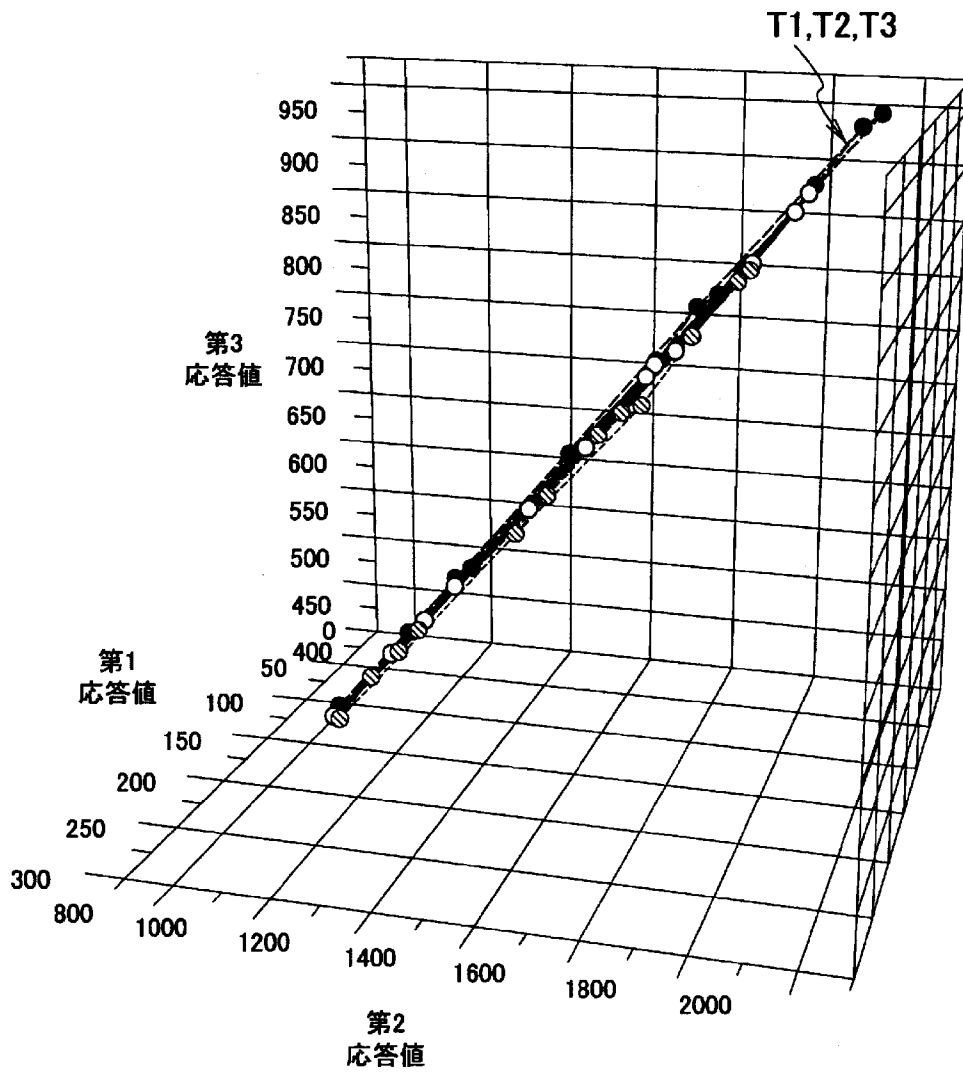
[図33]



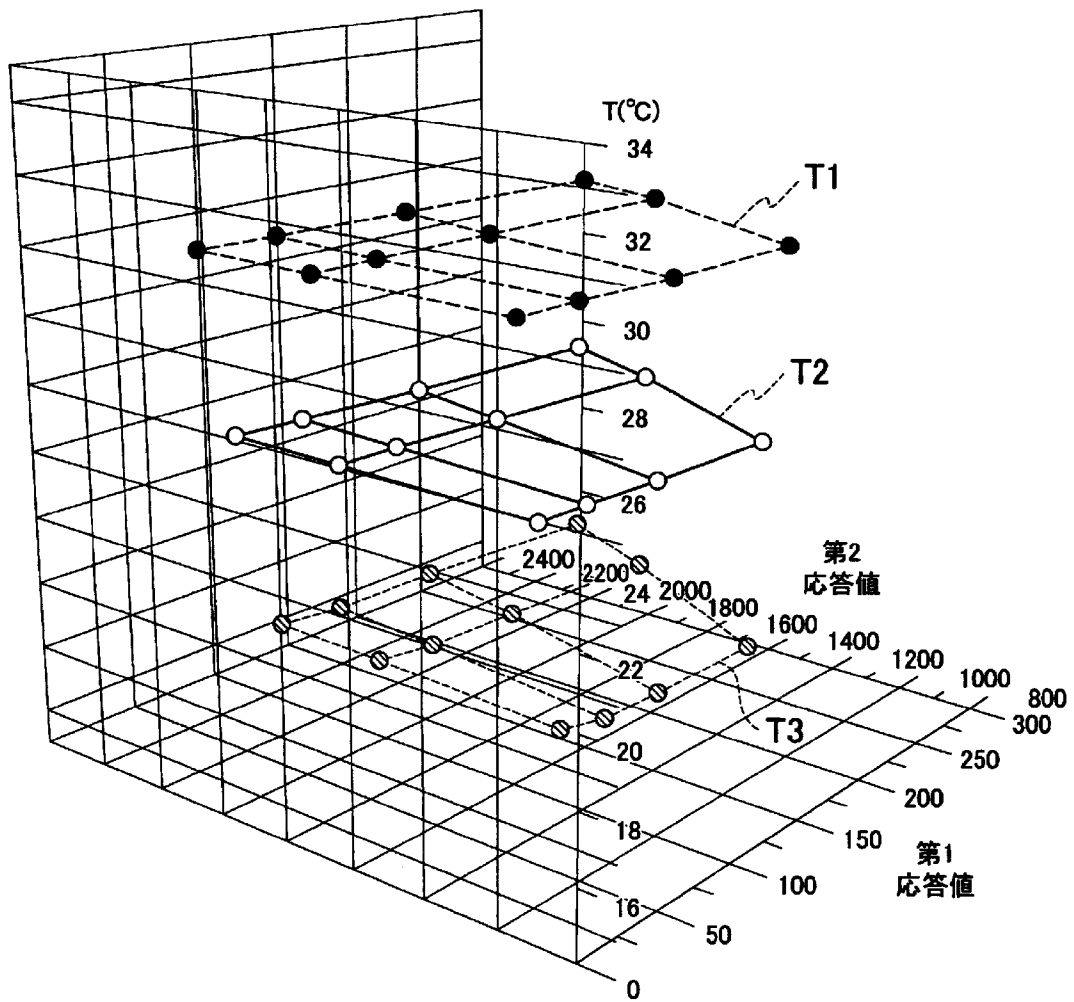
[図34]



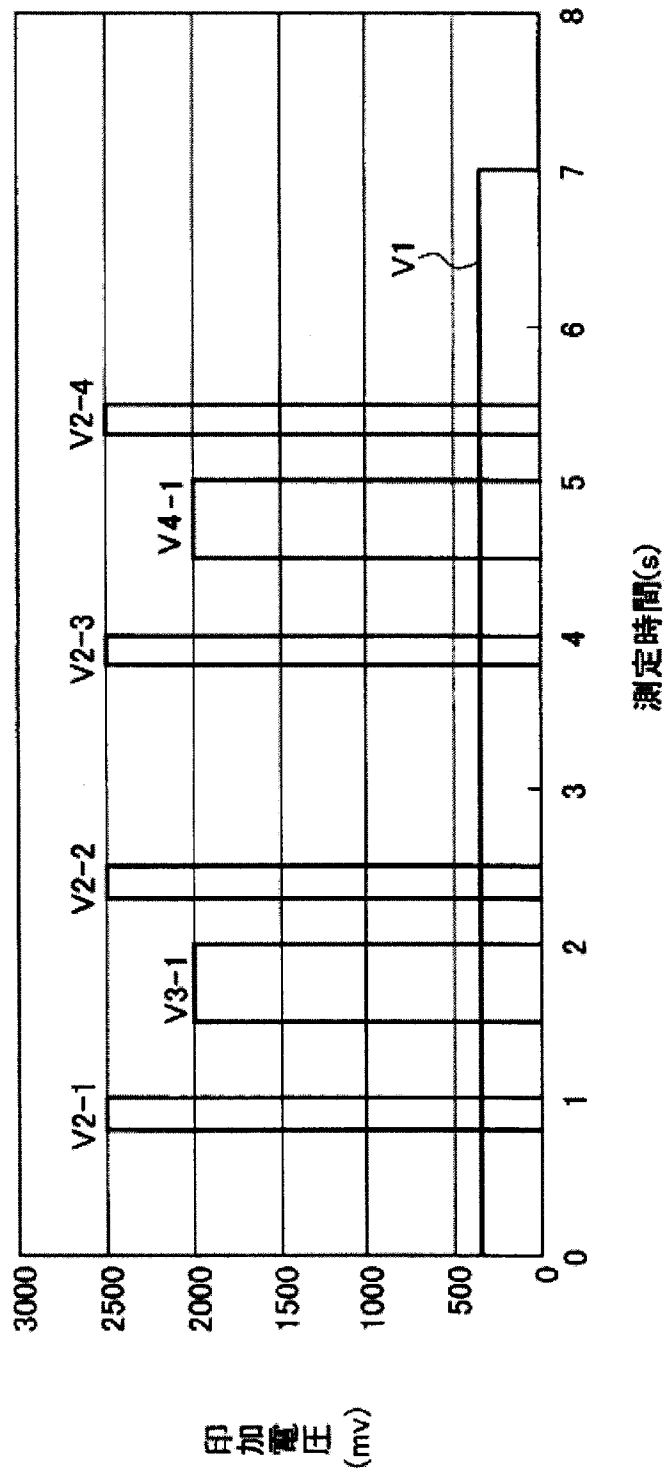
[図36]



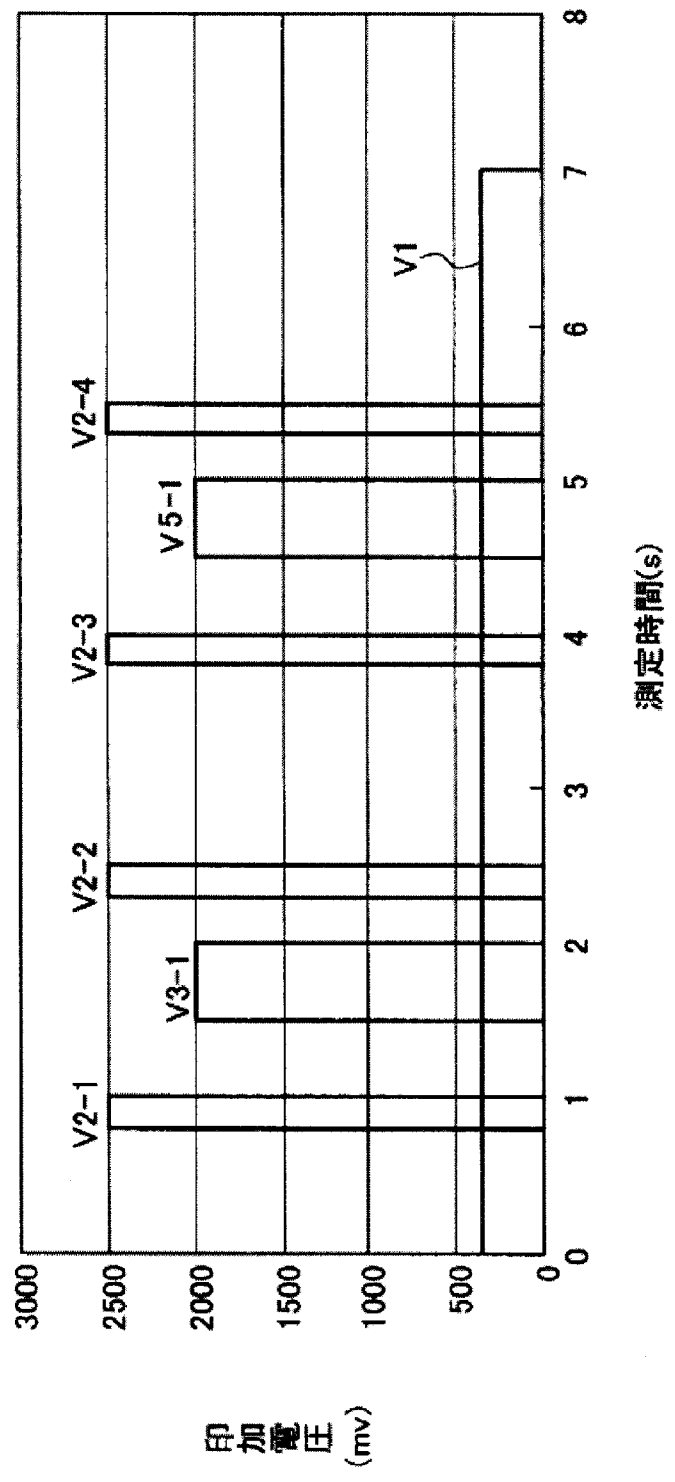
[図37]



[図38]



[図39]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2014/002204

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
G01N27/26(2006.01)i, G01N27/327(2006.01)i, G01N27/416(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
G01N27/26, G01N27/327, G01N27/416

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2010/061629 A1 (Panasonic Corp.), 03 June 2010 (03.06.2010), entire text; all drawings & US 2011/0203942 A1 & EP 2372356 A1 & CA 2742149 A & CN 102209893 A & KR 10-2011-0074776 A	1-18
A	WO 2010/087191 A1 (Panasonic Corp.), 05 August 2010 (05.08.2010), entire text; all drawings & US 2011/0272294 A1 & EP 2392921 A1 & CA 2746183 A & CN 102265149 A & KR 10-2011-0096593 A	1-18

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 11 July, 2014 (11.07.14)	Date of mailing of the international search report 22 July, 2014 (22.07.14)
---	--

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/002204

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-258129 A (Panasonic Corp.), 05 November 2009 (05.11.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-18
A	JP 2011-137769 A (Nipro Corp.), 14 July 2011 (14.07.2011), entire text; all drawings & WO 2011/081211 A1	1-18

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））
 Int.Cl. G01N27/26(2006.01)i, G01N27/327(2006.01)i, G01N27/416(2006.01)i

B. 調査を行った分野
 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））
 Int.Cl. G01N27/26, G01N27/327, G01N27/416

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの
 日本国実用新案公報 1922-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2014年
 日本国実用新案登録公報 1996-2014年
 日本国登録実用新案公報 1994-2014年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2010/061629 A1（パナソニック株式会社）2010.06.03, 全文、全 図 & US 2011/0203942 A1 & EP 2372356 A1 & CA 2742149 A & CN 102209893 A & KR 10-2011-0074776 A	1-18
A	WO 2010/087191 A1（パナソニック株式会社）2010.08.05, 全文、全 図 & US 2011/0272294 A1 & EP 2392921 A1 & CA 2746183 A & CN 102265149 A & KR 10-2011-0096593 A	1-18

C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの	「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの	「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）	「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 11.07.2014	国際調査報告の発送日 22.07.2014
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官（権限のある職員） 黒田 浩一 電話番号 03-3581-1101 内線 3252

2 J 9 2 1 8

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2009-258129 A (パナソニック株式会社) 2009. 11. 05, 全文、全 図 (ファミリーなし)	1-18
A	JP 2011-137769 A (ニプロ株式会社) 2011. 07. 14, 全文、全図 & W0 2011/081211 A1	1-18